



Titre: Prothèse d'oeil photonique
Title:

Auteur: Jérôme Lapointe
Author:

Date: 2010

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Lapointe, J. (2010). Prothèse d'oeil photonique [Master's thesis, École
Citation: Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/366/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/366/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Raman Kashyap
Advisors:

Programme: Génie physique
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

PROTHÈSE D'ŒIL PHOTONIQUE

JEROME LAPOINTE

DÉPARTEMENT DE GÉNIE PHYSIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE PHYSIQUE)

AOÛT 2010

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

PROTHÈSE D'ŒIL PHOTONIQUE

présenté par : LAPORTE Jerome

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. LESAGE Frédéric, Ph.D., président

M. KASHYAP Raman, Ph.D., membre et directeur de recherche

Mme BOUDOUX Caroline, Ph.D., membre

Strive not to be a success, but rather to be a value.

- Albert Einstein

REMERCIEMENTS

Je souhaite particulièrement adresser mes remerciements aux membres du jury chargés d'évaluer ce mémoire, les professeurs Frédéric Lesage, Caroline Boudoux ainsi que mon directeur de recherche, Raman Kashyap. Je tiens à souligner l'engagement sans faille du professeur Kashyap envers son unité de recherche, sa rigueur scientifique exemplaire ainsi que son souci pour l'excellence. L'avoir eu comme mentor fut un immense privilège.

Je souhaite également adresser mes remerciements à mes collaborateurs, l'oculariste Jean-François Durette, le chirurgien oculaire, Dr Patrick Boulus, Ashraf Shaat, Sophie Beaulieu, Mathieu Gagné et Aïssa Harhira pour leur aide dans ce projet et d'autres réalisés durant cette maîtrise.

Je tiens sincèrement à remercier Jean-Sébastien Décarie, Jules Gauthier, Traian Antonescu, Steve Dubé, Mikael Leduc et Mathieu Tremblay pour leur expertise et soutien technique plus que satisfaisants. Aux professeurs, au personnel technique et de bureau ainsi qu'aux étudiants de génie physique, merci de faire de notre département un milieu de vie riche et agréable. J'aurai longtemps en mémoire ces années passées en votre compagnie. Merci aussi à Lyne Dénomé pour son constant support.

Je tiens à remercier l'Institut canadien pour les innovations en photonique (ICIP) pour leur soutien financier.

Je salue mes collègues de travail passés et actuels, Jérôme Poulin, Shemalton Soares, Fernando Favero, Meenu, Vicky Lambin Iezzi et JEF. Je remercie également mes plus proches amis, Dodz et ses sœurs, Zev, Tipy, SalahGay, ÔDandelle, Perron et tous les autres qui m'ont soutenu et dont leurs conversations furent des plus enrichissantes.

Sur une note plus personnelle, je tiens à remercier chaleureusement ma famille, Pierre Lapointe, Johanne Rodrigue, François et Pierre-Anne Lapointe, Maxime et Audrey Giordanengo et Chantale Lachapelle. Finalement, je n'aurais rien pu réaliser sans la patience et le soutien inconditionnel de ma tendre fiancée, Maude Giordanengo. Merci pour tout.

RÉSUMÉ

Le premier contact entre chaque être humain se fait avec les yeux. La perte d'un œil est donc inestimable et peut drastiquement changer la qualité de vie d'une personne. Depuis des siècles, les ophtalmologistes et chirurgiens oculaires travaillent en collaboration pour tenter de créer la jumelle tant souhaitée. Tous les efforts et investissements destinés à l'amélioration de l'apparence des prothèses oculaires sont neutralisés par l'immobilité de la pupille. L'objectif de ce projet de maîtrise était de développer un système variant le diamètre de la pupille d'une prothèse oculaire en fonction de la luminosité ambiante. Ce mémoire présente les principales réalisations liées à ce projet.

Quelques chercheurs ont proposé leur idée pour résoudre ce problème. Entre autre, l'utilisation de cristaux liquides, de sources de lumière, d'afficheur à diodes électroluminescentes, de matériaux photochromiques, magnétiques, polarisés, etc. Cependant, aucune de ces inventions n'a démontré un réel succès. Les trois principales causes d'échec sont : l'espace limité, le rude processus de fabrication de la prothèse oculaire et le fait que le dispositif devrait être autoalimenté et autonome.

Au cours de cette maîtrise, plusieurs technologies ont été étudiées pour finalement converger vers celle des cristaux liquides (CL). Cependant, à notre connaissance, aucune cellule à CL n'a survécu, jusqu'à ce jour, aux étapes de fabrication de la prothèse oculaire. Plusieurs paramètres ont donc été expérimentés pour réussir à faire survivre la première cellule à CL.

Le principe de fonctionnement du dispositif développé est très simple. Une cellule à CL est placée devant l'image d'un iris avec une pupille de dimension minimale. Cette pupille est en fait une cellule solaire. La cellule à CL comporte des pixels concentriques en forme d'anneau qui bloquent la lumière autour de la pupille qui paraît alors large. Lorsque la lumière ambiante augmente, les pixels en forme d'anneau s'activent séquentiellement pour devenir transparents, l'image de l'iris est alors visible et la pupille paraît plus petite.

Un circuit électronique passif et autonome est aussi développé dans le cadre de cette maîtrise. Ce circuit, qui contrôle les pixels de la cellule à CL, est autoalimenté par neuf cellules solaires interconnectées en série. Dans le dispositif final, cet ensemble de cellules solaires devra être

intégré dans un espace égal à la dimension minimale de la pupille. Le design d'une telle cellule est proposé dans ce mémoire. Le design complet d'une prothèse oculaire avec pupille dynamique est aussi proposé et discuté.

Le nombre de prothèses oculaires fabriquées chaque année étant gigantesque, un dispositif fabriqué en série qui conviendrait à la majorité des patients serait une solution économique. Le design d'un tel dispositif est proposé et discuté dans ce mémoire.

Plusieurs contraintes et problèmes prévisibles lors de la fabrication du prototype sont discutés et des solutions envisageables sont présentées. De plus, une liste des prochaines étapes à réaliser en vue de fabriquer un prototype fonctionnel est exposée.

Finalement, deux nouvelles approches pour résoudre le problème de la pupille fixe sont discutées. La première utilise aussi une cellule à CL mais avec une configuration des électrodes qui permettrait d'éviter l'utilisation d'un circuit électrique. La deuxième approche est complètement différente. Le dispositif serait basé sur des micromiroirs au lieu des CL, quelques résultats préliminaires sont présentés.

Notre équipe espère réaliser un prototype fonctionnel d'ici trois ans. À l'aide d'un essai clinique, l'équipe du Dr Boulos espère démontrer que cette nouvelle prothèse oculaire va améliorer la qualité de vie des patients.

J'espère que vous aurez autant de plaisir à lire ce mémoire qu'il m'en a procuré à l'écrire.

ABSTRACT

The eye is a vital organ not only in terms of vision and as an important element of facial expression, but also as the first point of contact between people. The loss of an eye has a far-reaching impact on an individual's psyche. Additionally, it affects the patient's professional and social life. Cosmetic rehabilitation with custom made ocular prostheses gives such individuals social and professional acceptance and mitigates problems of re-integration in society. For centuries, ocularists and eye surgeons have worked together to try to create an eye as close to a realistic one possible. All efforts and investments to improve the appearance of ocular prostheses are neutralized by the immobility of the pupil. The objective of this MSc project was to develop a system varying the pupil diameter of ocular prostheses according to the ambient light conditions. The thesis, thus presents the main achievements related to this project.

Several researchers have proposed ideas to solve this problem, for example, with the use of liquid crystals, sources of light, LED display, photochromics, magnetic and polarized materials. However, none of these inventions has shown real success. The three main causes for failure include limited space available for integration, the rugged conditions of the ocular prosthesis manufacturing process and the need for a device to be self-powered and autonomous.

During this Master's project, several technologies were studied to eventually converge to the liquid crystal display (LCD) solution. Several parameters were tested to successfully demonstrate the first LCD, to our knowledge, surviving the rugged conditions of the ocular prosthesis manufacturing steps. The operating principle of the device developed is very simple. An LC cell is placed in front of the iris image with a pupil of minimum size. This pupil is in fact a series of solar cells. The LC cell contains concentric ring-shaped pixels, which stop the light around the pupil to sequentially alter its diameter. When the ambient light increases, the ring-shaped pixels are activated sequentially to become transparent, the iris is then visible and the pupil appears smaller.

A passive and autonomous electronic circuit is also developed in the context of this study. This circuit, which controls the LC cell pixels, is self-powered by nine solar cells interconnected in series. In the final device, the set of solar cells will be integrated into a space equal to the

minimum size of the pupil. The design of such a cell is proposed in this paper. The full design of an ocular prosthesis with a dynamic pupil is also proposed and discussed.

The number of artificial eyes produced each year is large. A mass produced cheap solution, which would fit the requirements for many patients, would be economically advantageous. The design of such a device is also proposed and discussed in this paper.

Several constraints and foreseeable problems in the manufactured prototype are discussed and potential solutions are presented. In addition, a future works to be undertaken to manufacture a working prototype is proposed.

Finally, two new approaches to solve the static pupil problem are discussed. The first also uses an LC cell but with an electrode configuration that would avoid the use of an electrical circuit. The second approach is completely different. The device would be based on micromirrors instead of the LC. Some preliminary results are presented.

Our team hopes to make a working prototype within three years. Using a clinical trial, Dr. Boulos' team hopes to demonstrate that the dynamic pupil will have a positive impact on the self-worth and quality of life of patients.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	VII
TABLE DES MATIÈRES	IX
LISTE DES FIGURES.....	XIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVII
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE.....	5
1.1 Historique des prothèses oculaire	5
1.1.1 L'évolution des prothèses oculaires	5
1.1.2 Les prothèses oculaires modernes.....	6
1.2 Les prothèses oculaires avec pupille dynamique sans batterie.....	7
1.2.1 Une pupille interchangeable à l'aide d'un aimant.....	7
1.2.2 Une pupille polarisée qui se dilate avec des lunettes polarisées	8
1.2.3 Une pupille photochromique.....	9
1.3 Les prothèses oculaires avec pupille dynamique utilisant une batterie	10
1.3.1 Iris dynamique utilisant une source lumineuse	10
1.3.2 Dispositif avec afficheur qui simule un iris vivant	11
1.4 Les prothèses oculaires avec pupille dynamique utilisant une batterie et des cristaux liquides (CL).....	12
1.4.1 Dispositif avec afficheur à CL et mémoire	12
1.4.2 Simulation de l'iris avec cellule à CL qui bloque la lumière	13

1.4.3	Étude des CL pour les prothèses oculaire	14
CHAPITRE 2 FABRICATION DE LA PROTHÈSE OCULAIRE.....		15
2.1	Implants oculaires.....	15
2.2	Prothèse externe et iris.....	17
CHAPITRE 3 THÉORIE DES CRISTAUX LIQUIDES		20
3.1	Propriétés des cristaux liquides	20
3.1.1	Propriétés électromagnétiques.....	22
3.1.2	Propriétés optiques	23
3.2	Propagation d'une lumière polarisée dans une cellule à CL	23
3.2.1	Épaisseur d d'une CCL	27
CHAPITRE 4 UNE NOUVELLE PROTHÈSE OCULAIRE DYNAMIQUE.....		29
4.1	Principe de fonctionnement de la cellule à cristaux liquides.....	29
4.2	Méthodologie de la fabrication des CCL.....	31
4.2.1	Découpage des lames de verre revêtues d'ITO.....	31
4.2.2	Gravure des électrodes	31
4.2.3	Formation des couches d'orientation des CL.....	32
4.2.4	Insertion des CL dans la cellule	33
4.3	Design de la prothèse oculaire dynamique	34
4.4	Le circuit électronique passif.....	36
4.5	La cellule solaire à haut voltage	40
4.6	Un dispositif intégré massivement produit.....	41
CHAPITRE 5 RÉSULTATS.....		43
5.1	Pixels en forme d'anneaux simulant une pupille réelle.....	43
5.2	La première cellule à cristaux liquides survivant le processus de fabrication de la prothèse oculaire.....	44

5.3	Démonstration du circuit passif.....	46
CHAPITRE 6 DISCUSSION.....		48
6.1	Résistance de la CCL.....	48
6.2	Accumulation d'ions.....	49
6.3	Considération sur le dispositif final.....	50
6.3.1	Dimension du dispositif	50
6.3.2	Diamètre des électrodes	52
6.3.3	Ajustement des polariseurs.....	53
6.3.4	Disposition et nombre de CS en série	54
6.4	Configuration alternative des électrodes	55
6.5	Introduction du dispositif dans le marché des jouets.....	57
6.6	Sommaire du chapitre et réalisations futures.....	57
6.6.1	Étapes futures pour la fabrication de la CCL finale.....	58
6.6.2	Étapes futures pour la fabrication de la CS finale.....	59
6.6.3	Étapes futures pour la fabrication du circuit électronique final	59
6.6.4	Étapes futures pour l'intégration de tous les composants	60
CHAPITRE 7 AUTRES TESTS ET APPLICATIONS.....		61
7.1	Tests mécaniques.....	61
7.1.1	Test d'indentation.....	61
7.1.2	Test d'usure	62
7.2	Test optique	63
7.3	Applications envisageables.....	64
CHAPITRE 8 UN SYSTÈME ALTERNATIF UTILISANT DES MICROMIROIRS.....		65
8.1	Principe de fonctionnement.....	65

8.2	Résultats préliminaires	67
8.2.1	Contrôle des micromiroirs.....	67
8.2.2	Ouverture du boîtier protégeant les micromiroirs	69
8.2.3	Coloration des micromiroirs.....	70
8.3	Discussion.....	71
CONCLUSION		74
RÉFÉRENCES		76

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : <i>Un patient possède une prothèse oculaire au lieu de son œil gauche. La dissemblance entre les deux pupilles est aisément notable.</i>	1
Figure 1-1 : <i>Satisfaction des patients et des chirurgiens oculaires. Adaptée de (Song, et al., 2006).</i>	7
Figure 1-2 : <i>Prothèse oculaire (A) avec pupille changeable magnétiquement. B : Iris d'arrière-plan avec la petite pupille en C. D : Grosse pupille aimantée (E) qui se déplace dans le canal (F). Adaptée de (LaFuente, 1982).</i>	8
Figure 1-3 : <i>Section de la prothèse d'œil avec un disque polarisé. Adapté de (Young, 2007).</i>	9
Figure 1-4 : <i>Vue de la section du système proposé par Friel. Adapté de (Friel, 1991).</i>	10
Figure 1-5 : <i>Iris dynamique avec une source lumineuse. Adaptée de (Schleipman, et al., 2000).</i> ..	11
Figure 1-6 : <i>Dispositif avec un afficheur simulant un iris vivant, proposé par Wehbe. Adaptée de (Wehbe, 2009).</i>	11
Figure 1-7 : <i>Iris dynamique avec afficheur à CL utilisant une mémoire. Adaptée de (Budman & Stack, 2003).</i>	12
Figure 1-8 <i>Iris dynamique utilisant une cellule à CL en forme d'anneau qui bloque la lumière. Adaptée de (Danz, 1981)</i>	13
Figure 1-9 : <i>Obturbateur à cristaux liquides. À gauche : Composants dans la section du module. À droite : Électrodes d'ITO transparentes en forme d'anneaux concentriques. Adaptée de (Leuschner, 1992).</i>	14
Figure 2-1: <i>Méthode de suture directe des muscles sur l'implant</i>	16
Figure 2-2: <i>Quatre modèles d'implants oculaires</i>	16
Figure 2-3: <i>Croissance des tissus après suture directe des muscles sur les quatre modèles d'implant</i>	16
Figure 2-4: <i>Les quatre modèles de prothèse correspondants à la figure 2-3.</i>	17

Figure 2-5 : <i>Implant sphérique poreux fait de biocéramique</i>	17
Figure 2-6: <i>Prise de l'empreinte de la cavité. Adaptée de (Hughes, 2010)</i>	18
Figure 2-7: <i>A) Fabrication de l'iris, B) Réalisation d'un moule pour la prothèse. Adaptée de (Hughes, 2010)</i>	18
Figure 2-8: <i>Équipement pour la cuisson sous pression</i>	19
Figure 3-1 : <i>Molécule de CL en forme de tige avec son vecteur directeur \vec{n}</i>	20
Figure 3-2 : <i>Phases des cristaux liquides en fonction de la température</i>	21
Figure 3-3 : <i>Structure de base d'une molécule de CL. Adaptée de (Collings & Hird, 1997)</i>	22
Figure 3-4 : <i>Cellule à cristaux liquides Twisted Nematic (TN)</i>	24
Figure 3-5 : <i>Propagation de la lumière du vecteur de Jones J_1 à l'entrée jusqu'au vecteur de Jones O_s à la sortie, à travers les matrices de transmission T_v et de rotation R_v</i>	26
Figure 3-6 : <i>Intensité normalisée sortant d'une CCL-TN avec un angle de $\beta = \pi / 2$, avec $a = 2d\Delta n / \lambda$</i>	28
Figure 4-1 : <i>Principe de fonctionnement de la CCL. A : Sans tension appliquée, l'image de l'iris apparaît noire. B : Avec tension appliquée, l'image de l'iris est visible en réflexion</i>	30
Figure 4-2 : <i>Design de la gravure des électrodes. Gravure en blanc et électrodes en gris</i>	32
Figure 4-3 : <i>Infiltration des CL entre les lames par capillarité. Une goutte de CL est déposée sur le rebord des lames de verre de la CCL partiellement scellée. Le demi-cercle ombré visible dans la partie supérieure du carré formé par le croisement des lames est l'évolution des CL dans la CCL</i>	34
Figure 4-4 : <i>Schéma du dispositif. A : section de la prothèse oculaire. B : vue de haut</i>	35
Figure 4-5 : <i>Schéma du principe électrique d'opération de la pupille dynamique avec le circuit passif sélecteur de tension. Chaque pixel en forme d'anneau agit comme un condensateur. Adaptée de (Lapointe et al., 2010)</i>	36
Figure 4-6 : <i>Circuit électronique passif, autonome et autoalimenté, qui contrôle le diamètre de la pupille</i>	38

Figure 4-7 : Simulation du circuit passif. Chaque courbe représente le potentiel appliqué à chaque pixel de CL (C1, C2 et C3) en fonction de l'illumination sur la surface de la CS. La courbe avec un long pointillé est le potentiel appliqué sur le plus petit pixel en série avec trois diodes, qui s'allume sous une lumière ambiante intense ($V_{CS} = 4,9 \text{ V}$). La courbe avec un pointillé court est le potentiel appliqué sur le pixel du milieu en série avec deux diodes, qui s'allume sous une lumière ambiante moyenne ($V_{CS} = 4,3 \text{ V}$). La courbe pleine est le potentiel appliqué sur le plus gros pixel en série avec une diode, qui s'allume sous une faible lumière ambiante ($V_{CS} = 3,7 \text{ V}$ pour $R1 = 10 \text{ k}\Omega$ et $V_{CS} = 3,4 \text{ V}$ pour $R1 = 100 \text{ M}\Omega$). 39

Figure 4-8 : Cellule solaire standard et, à droite, une cellule solaire sectionnée pour maximiser son potentiel.40

Figure 4-9 : Design d'un dispositif standard d'un iris dynamique, pour une production en série. Adaptée de (Lapointe, Durette, et al., 2010).41

Figure 5-1 : CCL fait à la main avec électrodes en forme d'anneau.43

Figure 5-2 : A : CCL seule. B : CCL qui a survécu au processus de fabrication de la prothèse oculaire, avec la CCL à l'état allumé. C : CCL à l'état éteint, montrant l'uniformité et le contraste.45

Figure 5-3 : Images d'iris à travers la CCL qui a survécu au processus de fabrication de la prothèse oculaire.46

Figure 5-4 : Démonstration du circuit passif. La luminosité ambiante augmente de gauche à droite et chaque segment activé représente la diminution du diamètre de la pupille. Le dispositif est entièrement autoalimenté et autonome.46

Figure 5-5 : Photographie du circuit électronique passif dont le diamètre est moins de 8 mm. ...47

Figure 6-1 : Schéma explicatif de la diminution du champ électrique à l'intérieur d'une CCL lorsqu'une tension est appliquée pendant une longue période.49

Figure 6-2 : A : Prothèse oculaire très mince. B : Section de prothèses oculaires épaisses.51

Figure 6-3 : Limitation créée par la courbature de la prothèse oculaire mince.52

Figure 6-4 : A : Photographie d'un iris pâle sous une luminosité ambiante intense. B : Même image d'iris avec un polariseur dont la transmission est de 50%. C : Transmission de 70%. D : Transmission aussi de 70% mais avec une image 20% plus pâle.	53
Figure 6-5 : Comparaison du dispositif simulé avec un iris pâle.....	54
Figure 6-6 : Disposition des CS proposée.	55
Figure 6-7 : Configuration des électrodes où la distance entre les deux électrodes augmente vers le centre.	56
Figure 7-1 : Indentation à 2,5 N dans A : le mélange de PMMA/MMA et B : une lame de verre.	61
Figure 7-2 : Test d'usure sur le mélange de PMMA/MMA et sur une lame de verre.	62
Figure 7-3 : Spectre de transmission d'une CCL seule et de la CCL encapsulée avec un mélange de PMMA/MMA.	63
Figure 8-1: Principe de fonctionnement des micromiroirs. Adaptée de (TexasInstrument, 2010).	65
Figure 8-2 : Principe de fonctionnement d'un projecteur à micromiroirs. Adaptée de (TexasInstrument, 2010).....	66
Figure 8-3 : Un mini projecteur utilisant des micromiroirs.....	67
Figure 8-4 : Le mini ordinateur Beagleboard servant à contrôler les micromiroirs.....	68
Figure 8-5 : Image d'iris sur les micromiroirs.....	68
Figure 8-6 : A : Cellule contenant les micromiroirs. B : Échec de l'ouverture de la cellule. C : Connecteurs non protégés.	69
Figure 8-7: Dépôt d'une couche mince d'oxyde de titane sur les micromiroirs, donnant une apparence bleutée.	70
Figure 8-8 : Photographie par MEB après le dépôt d'une couche de 50 nm de TiO_2	71
Figure 8-9 : Micromiroirs dont la rotation peut atteindre 90° . Adaptée de (NASA, 2010).	72
Figure 8-10 : Photographie par MEB de gouttelettes d'encre de quelques dizaines de microns. Adaptée de (Hue, 1998).....	72

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

CCL	Cellule à cristaux liquides
CL	Cristaux liquides
CS	Cellule solaire
DEL	Diode électroluminescente
dpi	Points par pouce (dots per inch)
ITO	Indium tin oxide (oxyde d'indium dopé à l'étain)
MEB	Microscopie électronique à balayage
MEMS	Systèmes microélectromécaniques
MMA	Méthacrylate de méthyle (monomère du PMMA)
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
TiO ₂	Dioxyde de titane
TN	Twisted Nematic

INTRODUCTION

L'œil est un organe vital non seulement en terme de vision mais aussi parce qu'il est un élément indispensable à l'expression faciale. La perte d'un œil a un impact important sur l'estime de soi et affecte grandement la vie sociale et professionnelle d'une personne (Doshi & Aruna, 2005). Une prothèse d'œil très réaliste, avec un iris peinturé à la main et un implant cousu aux muscles oculaires afin de suivre les mouvements de l'œil en santé, est prévue pour la plupart des patients anophtalmes afin de préserver leur bien-être psychologique. Cependant, le réalisme d'une prothèse oculaire est limité par l'immobilité de la pupille.



Figure 1 : *Un patient possède une prothèse oculaire au lieu de son œil gauche. La dissemblance entre les deux pupilles est aisément notable.*

La figure 1 est une photographie d'un homme possédant une prothèse oculaire au lieu de son œil gauche. Même si la condition de luminosité ambiante n'est pas extrême, la différence entre les deux pupilles est assez distinguable pour distraire un locuteur-auditeur et engendrer une situation embarrassante.

L'objectif de cette maîtrise est de développer, en collaboration avec l'oculariste Jean-François Durette et le chirurgien oculaire Patrick Boulos, une solution pour surmonter ce problème. Dans le premier chapitre de ce mémoire, plusieurs inventions et travaux de différents chercheurs sont présentés. Cependant, aucun de ces ouvrages n'a démontré un réel succès. Les trois principales causes d'échec sont : l'espace limité, le rude processus de fabrication de la prothèse oculaire

et le fait que le dispositif devrait être autoalimenté et autonome. Dans le cadre de cette maîtrise, la technologie choisie pour faire varier le diamètre de la pupille est celle des cristaux liquides (CL).

Pour bien comprendre les contraintes liées à la prothèse oculaire, le deuxième chapitre de ce document décrit les étapes de fabrication de la prothèse. Le troisième chapitre explique les notions théoriques de base des CL nécessaires à la compréhension et afin d'optimiser le dispositif développé. Le chapitre 4 explique en détail chacun des composants du dispositif. De plus, la méthodologie de fabrication d'une cellule à CL est présentée de façon à pouvoir être répétée. Le chapitre 5 présente les résultats obtenus au cours de ce projet et le chapitre 6 comporte une discussion détaillée ainsi qu'une liste des réalisations à entreprendre en vue de fabriquer un prototype fonctionnel. D'autres applications envisageables, telle l'utilisation de ce dispositif dans l'immense marché des poupées et robots, sont ensuite discutées. Enfin, au dernier chapitre, une solution alternative aux CL, utilisant des micromiroirs, est proposée et quelques résultats préliminaires sont présentés. Cependant, la recherche sur cette dernière solution n'a pas été approfondie.

Les travaux de recherche en photonique effectués dans le cadre de ce parcours universitaire ont généré de nombreux articles de revues, présentations orales, brevet et divulgation d'invention. Cette liste se termine par des prix obtenus lors de ces deux années de maîtrise.

Articles de revues scientifiques

- 1- **Lapointe J.**, Durette J.-F., Harhira A., Shaat A., Boulos P.R. et Kashyap R. (2010) A 'living' prosthetic iris. *Nature Eye*. Numéro de manuscrit: EYE-10-469R (Sous impression)
- 2- Harhira A., Guay F., **Lapointe J.**, Daigle M. et Kashyap R. (2010) Long-period fiber gratings fabricated with a CO₂ laser beam and phase mask. *Optics Communications*. Numéro de manuscrit: BE-1899 (Accepté)

- 3- **Lapointe J.** (2010) Écriture de dispositifs photoniques par laser femtoseconde dans le niobate de lithium (LiNbO_3). *Journal de génie physique*. (Accepté)

Actes de conférences

- 4- **Lapointe J.**, Harhira A., Durette J.-F., Beaulieu S., Shaat A., Boulos P.R. et Kashyap R. (2010) Une prothèse oculaire dynamique. 22e Journée de la recherche en ophtalmologie, Université de Montréal, 17 juin (Présentation orale)
- 5- **Lapointe J.**, Harhira A., Durette J.-F., Shaat A., Boulos P.R. et Kashyap R. (2010) A Dynamic Prosthetic Eye. CREER General Assembly and Symposium. 11 juin, Montréal (Affiche)
- 6- Harhira A., **Lapointe J.** et Kashyap R. (2010) High sensitivity inline fiber Mach-Zehnder interferometer bend sensor using a twin core fiber. European workshop on optical fibre sensors. September 8-10, Porto (Présentation orale)
- 7- **Lapointe J.**, Harhira A., Durette J.-F., Shaat A., Boulos P.R. and Kashyap R. (2010) A Dynamic Prosthetic Eye. CIPI 2010 AGM. June 4, Niagara Falls (Affiche)
- 8- **Lapointe J.**, Shaat A., Durette J.-F., Boulos P. and Kashyap R. (2009) A Living Prosthetic Iris. Photonics Toolkit. 5-8 mars, Québec (Affiche)
- 9- Shaat A., **Lapointe J.**, Durette J.-F., Kashyap R. et Boulos P.R. (2008) Prothèse également réactive à la lumière. 20e Journée de la recherche en ophtalmologie, Université de Montréal, 30 Mai (Présentation orale)

Brevet

Lapointe J., Kashyap R et Boulos PR. (2010) Prosthetic eye with a dynamic liquid crystal pupil. P1217USPR (Brevet provisoire appliqué aux É.-U.)

Divulcation d'invention

Lapointe J. et Kashyap R. (2009) New proposal for the adjustable IRIS as an addendum to the LC based device. DIV-378 / École Polytechnique de Montréal

Prix décernés lors de cette maîtrise

Lauréat de la *Médaille du Lieutenant-gouverneur pour la jeunesse*, Québec (2010)

Lauréat du *Certificat d'excellence De Vinci*, École Polytechnique de Montréal (2010)

Premier prix du *CIPi 2010 AGM Poster Contest*, Niagara Falls (juin 2010)

Nomination pour *Meilleur chargé de cours de l'année préparatoire*, École Polytechnique de Montréal (2009-2010)

CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre présente tout d'abord l'historique de la prothèse oculaire et son évolution. Les sous-chapitres 1.2, 1.3 et 1.4 présentent les travaux déjà réalisés sur une prothèse avec pupille dynamique utilisant aucune batterie, avec batterie et avec batterie et CL, respectivement. À notre connaissance, aucune de ces inventions n'a été une réelle réussite. Tous ces travaux démontrent cependant l'intérêt d'une prothèse oculaire avec pupille dynamique.

1.1 Historique des prothèses oculaire

1.1.1 L'évolution des prothèses oculaires

Selon les croyances, les premiers yeux artificiels ont été réalisés par les égyptiens (2613-2494 av. J.C.). Des civilisations telles que les babyloniens et les sumériens ont probablement utilisé l'art des yeux artificiels pour la confection de statues et de momies, ceux-ci étant faits de pierres précieuses, d'argent ou d'or (Artopoulou, Montgomery, Wesley, & Lemon, 2006; Gordon, 1940; Gray, 1976; Martin & Clodious, 1979).

En 1561, Paré de Paris a publié un livre décrivant deux types de prothèses oculaires: un se positionnant sous la paupière, nommé "hyplepharon", et l'autre situé à l'extérieur, nommé "celepharon" (Pare, 1561). Il a aussi utilisé le verre et la porcelaine pour fabriquer ses prothèses oculaires, ce qui a été une étape importante de cette science. Il a ainsi introduit les prothèses en forme de coquille au lieu de sphère (Dyer, 1980).

Au début du 19^e siècle, la France est devenue le centre de fabrication de prothèses oculaires. Ce n'est qu'en 1849, grâce à Boissonneau, que le terme oculariste a pris naissance (Boissonneau, 1849). Boissonneau produisait des yeux de verre qui furent très populaires en Europe et en Amérique.

En 1853, Ludwig Muller Uri a utilisé un nouveau matériel et une nouvelle méthode pour faire des yeux de verre pour l'homme. Ces yeux de poupée avaient l'apparence humaine. Il a développé une méthode unique permettant de colorer l'iris. Son neveu, Friedrich A. Muller a le crédit d'avoir développé la double prothèse en verre (Raizada & Rani, 2007).

La plupart des prothèses oculaires connues a été développée durant le dernier siècle. Peter Gouglemann, un étudiant de Boissoneau a fondé un studio de prosthèses oculaires en 1851, à New-York. Pendant la Seconde guerre mondiale, la pénurie de verre a mené à l'utilisation de l'acrylique utilisé en dentisterie, le méthacrylate de méthyle (MMA). La première organisation internationale d'oculariste était la "American Society of Ocularists" qui a pris naissance le 13 octobre 1958. Beaucoup d'avancements se sont produits depuis les cinq dernières décennies, que se soit au niveau technique ou matériel (Raizada & Rani, 2007).

1.1.2 Les prothèses oculaires modernes

Les prothèses oculaires fabriquées aujourd'hui sont presque toutes en forme de coquille et sont installées par-dessus un implant recouvert de tissus et muscles oculaires. Le premier à intégrer un implant fut Mules en 1884 (Mules, 1885). Les premiers matériaux utilisés pour fabriquer les implants étaient le verre, le plastic, le cartilage et la silicone (Helms, Zeiger, & Callahan, 1987; Hornblass & Herschorn, 1985; Tyers & Collin, 1985).

Durant la fin des années 1940 et le début des années 1950, plusieurs types d'implants ont été développés. Malgré la démonstration de l'excellente mobilité de ces implants, la majorité a conduit à une nécrose, une infection ou une exposition, et les implants ont finalement été retirés (Johnson, 1996).

Perry fut le premier à introduire les implants en hydroxyapatite. Ce matériel est biocompatible, non-toxique et contient des pores de 500 μm de diamètre. Cette structure permet aux tissus de croître dans l'implant, ce qui diminue la probabilité de migration de l'implant (Perry, 1990, 1991). Les implants en polyéthylène à haute densité de porosité ont été introduits par Karesh et Dresner (Karesh & Dresner, 1994). Malgré que les tissus oculaires croissent moins rapidement dans le polyéthylène poreux que dans l'hydroxyapatite, le polyéthylène a l'avantage d'être moins cher et plus facile à manipuler (Moshfeghi, Moshfeghi, & Finger, 2000; Rubin, Popham, Bilyk, & Shore, 1994). Les implants d'aujourd'hui sont toujours des sphères poreuses. Notons que notre chirurgien oculaire partenaire, Dr. Patrick Boulos, utilise des sphères poreuses faites de biocéramique, comme le montre la figure 2-5.

Le taux de satisfaction des patients et des chirurgiens oculaires envers les prothèses oculaires est présentée à la figure 1-1. Les chirurgiens sont en général moins satisfaits que leurs patients. Néanmoins, le taux global de satisfaction sur les 78 patients est de 71,8% (Song, Oh, & Baek, 2006). L'objectif ultime de ce projet est bien sûr d'augmenter ce taux.

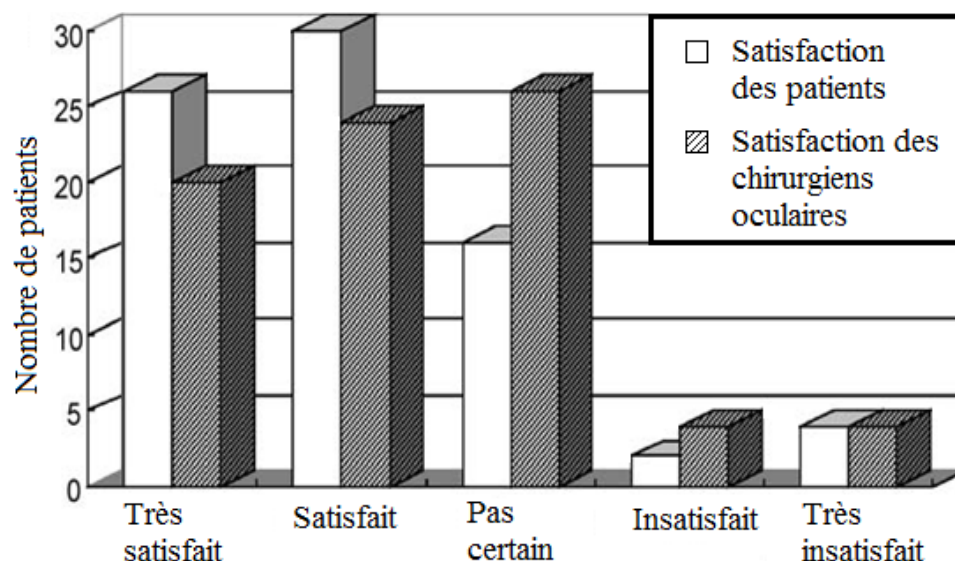


Figure 1-1 : Satisfaction des patients et des chirurgiens oculaires. Adaptée de (Song, et al., 2006).

1.2 Les prothèses oculaires avec pupille dynamique sans batterie

1.2.1 Une pupille interchangeable à l'aide d'un aimant

Cette innovation de LaFuenta (LaFuenta, 1982) est très simple et, à notre connaissance, est la seule qui a été commercialisée. La Figure 1-2 présente le fonctionnement de la technologie. Un canal (F) est fabriqué dans la prothèse oculaire (A). L'image d'arrière-plan est un iris (B) avec une petite pupille (C). Une grosse pupille (D) aimantée (E) peut se déplacer à l'aide d'un aimant dans le canal. Lorsqu'il fait plus sombre ou plus clair, le patient doit simplement sortir de sa poche un aimant et déplacer la pupille. Notons que cette prothèse ne possède que deux états de dimension de pupille. De plus, puisque le patient est obligé de changer sa pupille manuellement, cette prothèse ne satisfait pas un des objectifs de la prothèse avec pupille dynamique : faire oublier la perte de l'œil (l'autonomie du dispositif). Notons aussi que cette invention a l'avantage de nécessiter aucune batterie.

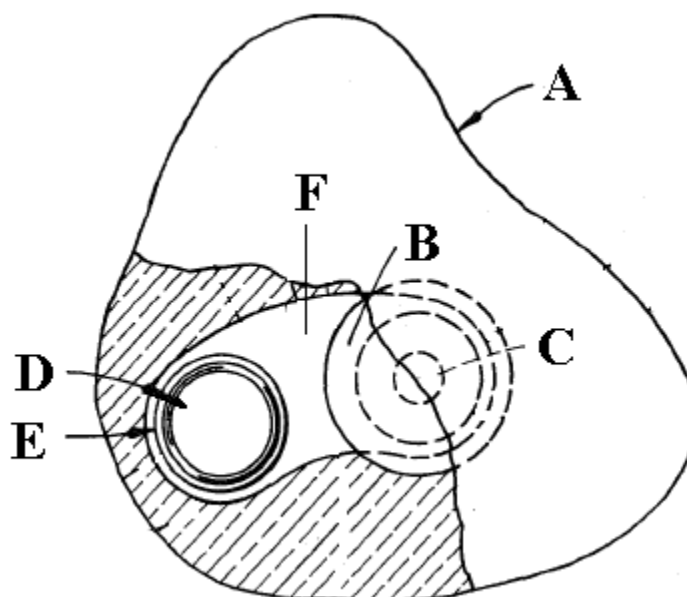


Figure 1-2 : *Prothèse oculaire (A) avec pupille changeable magnétiquement. B : Iris d'arrière-plan avec la petite pupille en C. D : Grosse pupille aimantée (E) qui se déplace dans le canal (F). Adaptée de (LaFuente, 1982).*

1.2.2 Une pupille polarisée qui se dilate avec des lunettes polarisées

La technologie proposée par Young (Young, 2007) est aussi très simple. Comme le montre la Figure 1-3, la prothèse d'œil possède un disque polarisé entre une petite pupille et l'image de l'iris peint à l'arrière. Lorsque le patient porte une paire de lunettes possédant un verre polarisé perpendiculairement à la polarisation du disque de la prothèse, la pupille paraît plus large. Les lunettes polarisées sont visiblement similaires aux lunettes fumées et doivent être portées lorsqu'il fait noir, pour augmenter le diamètre de la pupille. Il peut donc paraître étrange qu'une personne sorte ses lunettes fumées lorsque la nuit tombe. De plus, puisqu'un des verres est polarisé, l'autre verre de la lunette doit aussi être quelque peu assombri pour être semblable, ce qui affecte la vision de nuit du patient. Notons que cette invention a l'avantage de ne nécessiter aucune batterie mais que la prothèse ne possède que deux états de grosseur de pupille.

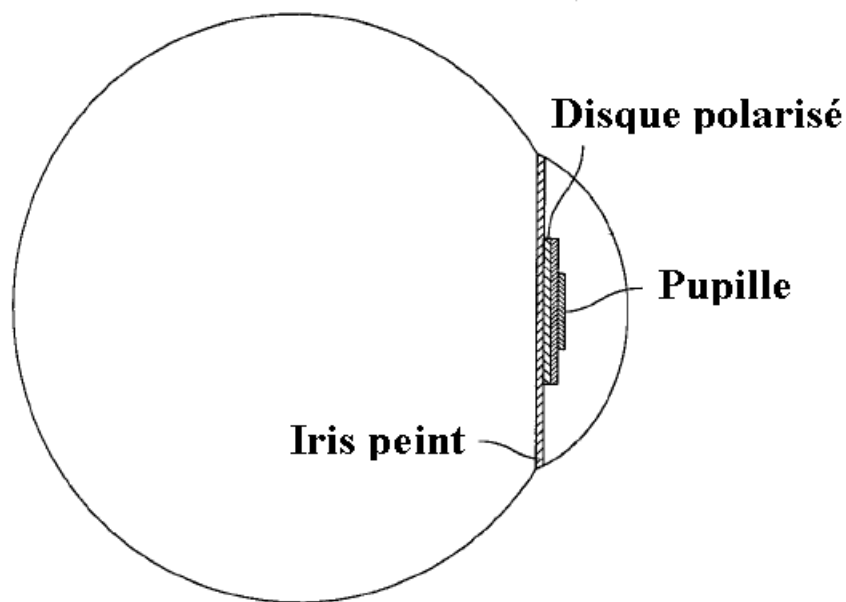


Figure 1-3 : Section de la prothèse d'œil avec un disque polarisé. Adapté de (Young, 2007).

1.2.3 Une pupille photochromique

Cette invention de Friel (Friel, 1991) est la seule qui ne nécessite aucune batterie tout en donnant la possibilité d'avoir plus de deux états de grosseur de pupille. La Figure 1-4 présente son système. Le principe est basé sur des couches photochromiques qui passent de transparent à opaque avec l'augmentation de l'intensité lumineuse. Lorsqu'il fait sombre, les couches photochromiques sont transparentes et la grosse pupille à l'arrière est visible. Lorsqu'il y a plus de lumière, la couche photochromique de derrière devient colorée et la pupille devient plus petite. Lorsque la luminosité est intense, les deux couches photochromiques sont colorées et seule la petite pupille du devant est visiblement noire. Néanmoins, à notre connaissance, il serait très difficile de recréer l'image de l'iris à l'aide de matériaux photochromiques. Puisqu'un matériau crée une couleur, il faudrait une matrice précise composée de plusieurs matériaux photochromiques différents pour répéter l'image d'un iris, ce qui serait très complexe. De plus, la plupart des matériaux photochromiques sont activés sous les rayons UV, le dispositif fonctionnerait donc seulement à l'extérieur.

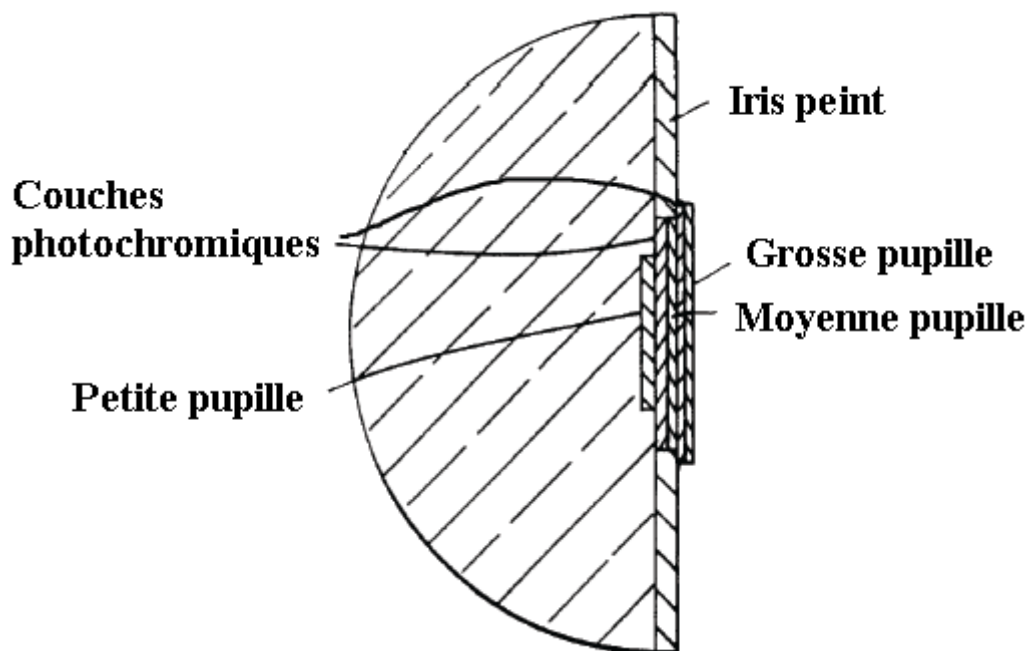


Figure 1-4 : *Vue de la section du système proposé par Friel. Adapté de (Friel, 1991).*

1.3 Les prothèses oculaires avec pupille dynamique utilisant une batterie

1.3.1 Iris dynamique utilisant une source lumineuse

L'équipe de Schleipman propose un iris dont le diamètre de la pupille change en utilisant une source lumineuse (Schleipman, Schleipman, Sleet, & Duncunson, 2000). La Figure 1-5 présente les composants du dispositif. Sous la partie claire, au milieu de l'image de l'iris, est installée une cellule solaire pour détecter l'intensité lumineuse. Lorsque l'intensité lumineuse est grande, une source lumineuse placée sous l'iris est complètement allumée. L'image de l'iris possède plusieurs petits trous pour laisser passer cette lumière. Lorsqu'il fait plus sombre, un anneau de lumière sous l'iris s'éteint et la pupille paraît plus large. La source lumineuse, possédant plusieurs anneaux de lumière, est contrôlée par un circuit électronique alimenté par une batterie.

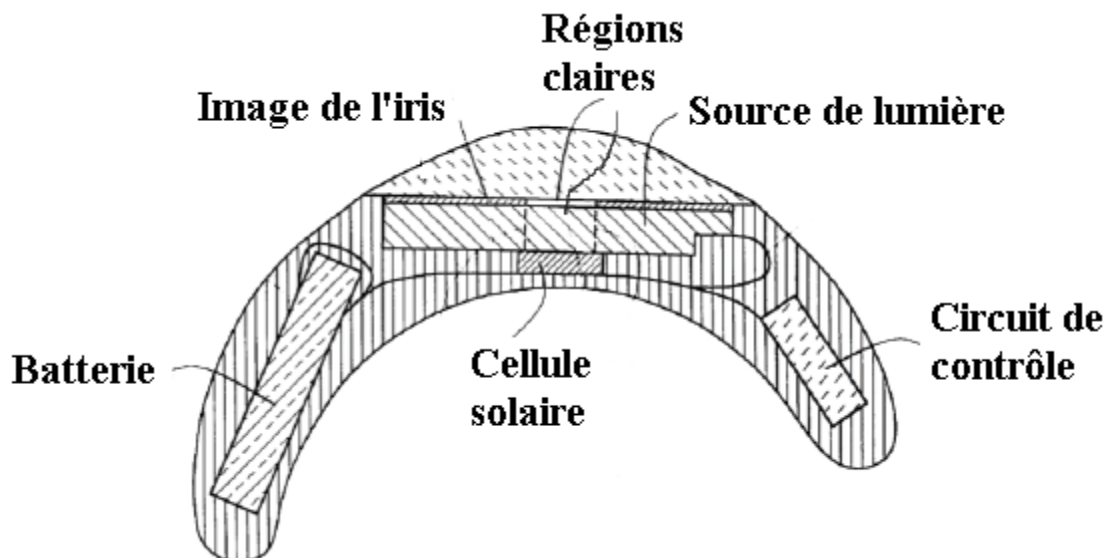


Figure 1-5 : *Iris dynamique avec une source lumineuse. Adaptée de (Schleipman, et al., 2000).*

1.3.2 Dispositif avec afficheur qui simule un iris vivant

Le dispositif développé par Wehbe (Wehbe, 2009) est présenté à la Figure 1-6. Tout d'abord, l'intensité de la lumière est mesurée à l'aide d'une photodiode. Ensuite, un microcontrôleur convertit le signal analogique provenant de la photodiode en un signal numérique de 8 bits représentant la luminosité, compare cette valeur numérique à des valeurs mises en mémoire et finalement, contrôle l'afficheur simulant l'iris humain. Cet afficheur est composé de diodes électroluminescentes (DEL). L'afficheur et le circuit électronique sont alimentés par une batterie.

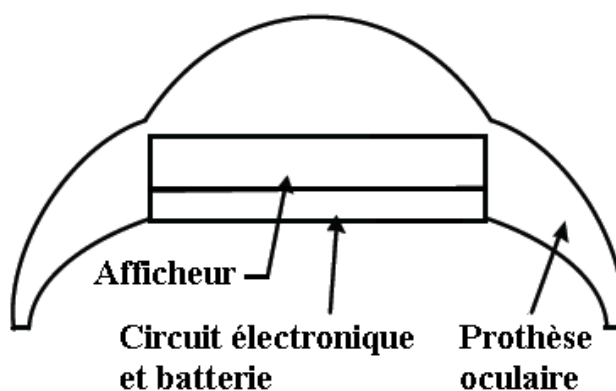


Figure 1-6 : *Dispositif avec un afficheur simulant un iris vivant, proposé par Wehbe. Adaptée de (Wehbe, 2009).*

1.4 Les prothèses oculaires avec pupille dynamique utilisant une batterie et des cristaux liquides (CL)

1.4.1 Dispositif avec afficheur à CL et mémoire

Le dispositif proposé par Budman est similaire à celui de Wehbe, mais au lieu d'utiliser un afficheur à DEL, Budman utilise un écran à CL (Budman & Stack, 2003). La Figure 1-7 présente la section d'une prothèse oculaire avec les composantes du dispositif. Plusieurs images d'iris avec différentes grosseurs de pupille sont mémorisées et affichées par l'écran à CL en fonction de la luminosité ambiante détectée par la photodiode. Notons que la photodiode est en dehors de la région de l'iris et est donc visible. Cette innovation a cependant l'avantage de reproduire une image parfaite et fidèle à l'iris sain, peu importe la grosseur de la pupille. Notons que ce dispositif utilise une batterie.

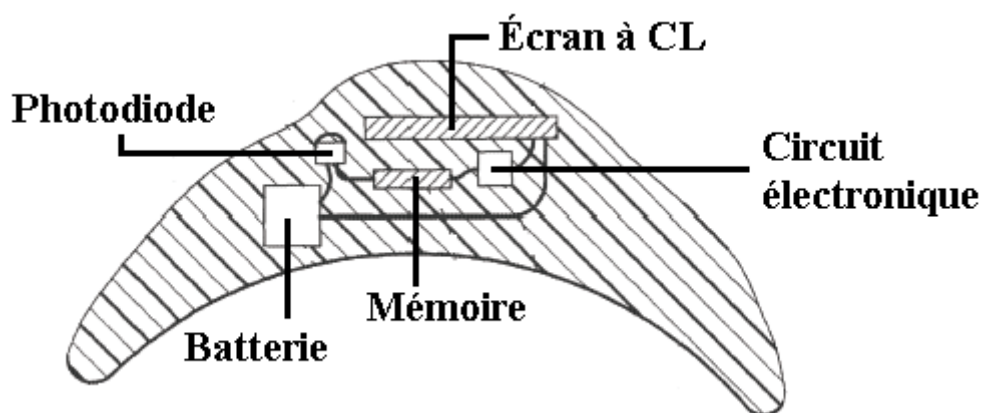


Figure 1-7 : *Iris dynamique avec afficheur à CL utilisant une mémoire. Adaptée de (Budman & Stack, 2003).*

1.4.2 Simulation de l'iris avec cellule à CL qui bloque la lumière

Le dispositif proposé par Danz (Danz, 1981) fonctionne sur un principe similaire à celui développé dans le cadre de cette maîtrise. Comme le montre la Figure 1-8, une photodiode détectant l'intensité de la lumière ambiante est installée au milieu de l'image de l'iris. Une cellule à CL en forme d'anneau, qui bloque ou non l'image de l'iris, est placée devant l'iris. Un circuit électrique, basé sur des interrupteurs, active ou non la cellule à CL dépendamment de la luminosité ambiante. Le circuit est alimenté par une batterie.

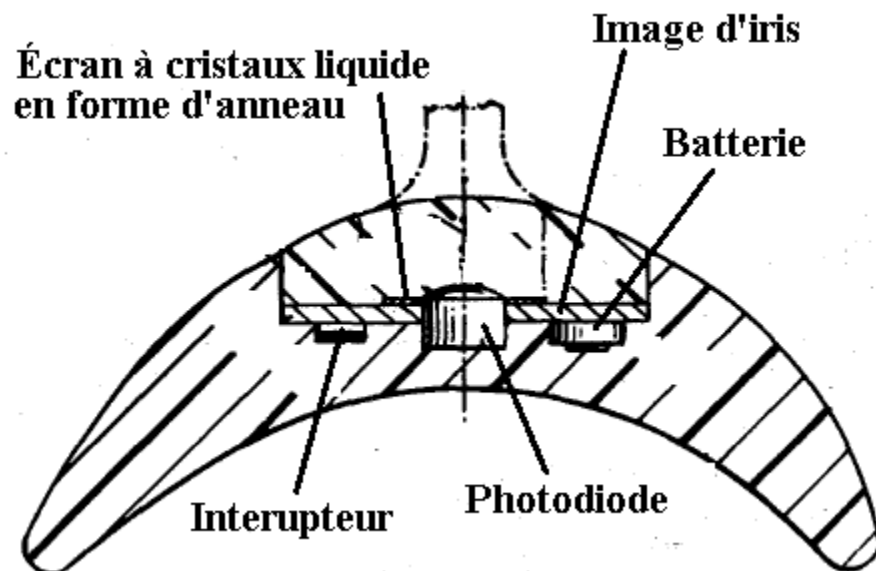


Figure 1-8 *Iris dynamique utilisant une cellule à CL en forme d'anneau qui bloque la lumière.*
Adaptée de (Danz, 1981)

1.4.3 Étude des CL pour les prothèses oculaire

L'équipe de Leuschner a étudié un dispositif fonctionnant sur un principe similaire à celui développé dans le cadre de cette maîtrise (Leuschner, 1992; Seekolaq & Leuschner, 1995). Comme le montre la Figure 1-9, l'image de l'iris est bloquée par des pixels en forme d'anneau d'un écran à CL. Dans leurs travaux, deux types de CL ont été étudiés : twisted nematic (TN) et les CL dissous dans un polymère. Leurs études avec les CL dissous dans un polymère ont conclu que cette technologie ne pouvait pas procurer un assez bon contraste pour simuler un iris. D'un autre côté, avec les CL TN (aussi utilisés dans notre projet), même si leurs résultats ne sont pas concluants, il croient que les CL pourront résoudre le problème des pupilles fixes. Ils attribuent leur échec à l'état de la technologie des CL qui n'était pas assez avancée dans le milieu des années 1990. Notons que leur technologie utilise une batterie.

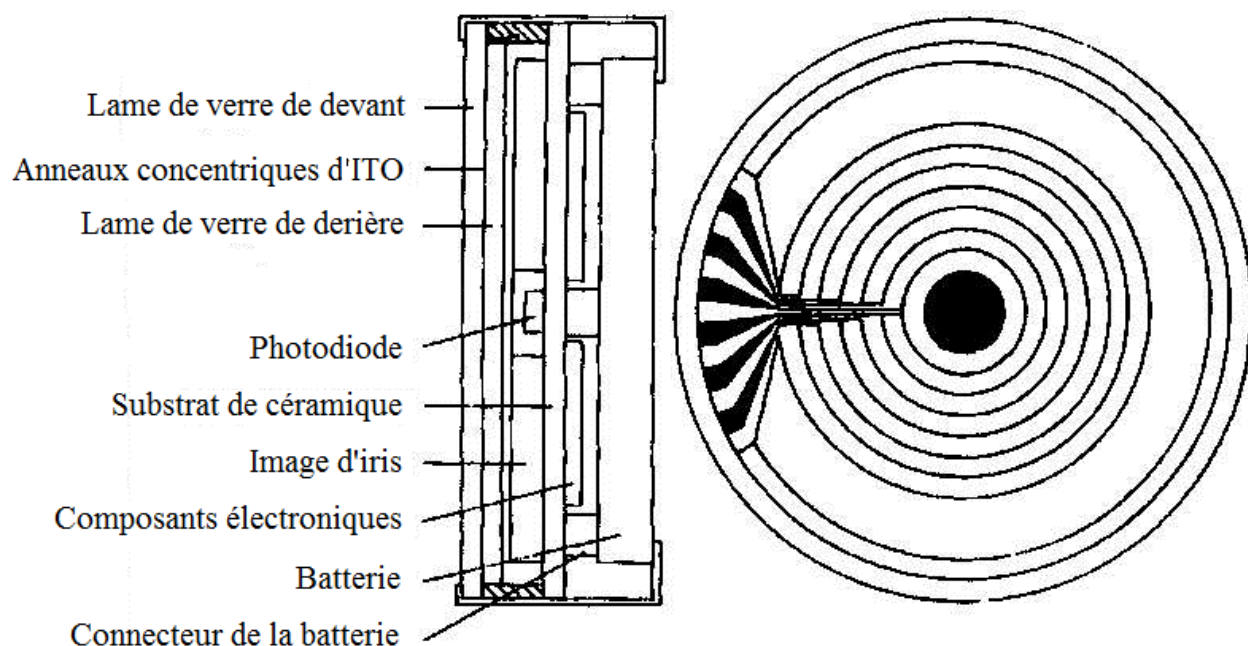


Figure 1-9 : Obturateur à cristaux liquides. À gauche : Composants dans la section du module. À droite : Électrodes d'ITO transparentes en forme d'anneaux concentriques. Adaptée de (Leuschner, 1992).

CHAPITRE 2 FABRICATION DE LA PROTHÈSE OCULAIRE

Ce chapitre présente les points importants sur la théorie des prothèses oculaires utile à la réalisation de cette maîtrise. Il débute par une présentation des modèles d'implants qui imposent la forme des prothèses oculaires. Chaque étape de la fabrication de la prothèse oculaire est ensuite expliquée. L'étape importante du processus de fabrication est une cuisson à 120°C sous une pression de 300 kPa pendant une heure. Cette étape de fabrication provoque plusieurs contraintes sur les paramètres du dispositif développé dans le cadre de cette maîtrise.

2.1 Implants oculaires

Un modèle populaire d'implant oculaire est une boule faite d'acrylique, un matériau biologiquement compatible, plus ou moins sphérique dépendamment du modèle, voir Figure 2-2. Comme le montre la Figure 2-1, ces implants sont à surface lisse avec des tunnels interconnectés de 1 à 2 mm de diamètre, permettant la suture directe des muscles et la croissance des tissus. La Figure 2-3 démontre, pour les quatre modèles d'implant, la façon dont les tissus envahissent facilement l'implant. La migration, le déplacement avant et l'étirement des tissus sont donc prévenus. Étant lisses en permanence, les implants ne tendront pas à compromettre les tissus les recouvrant. La forme de l'implant à travers les tissus est visible. À l'aide des implants de droite sur les figures, la prothèse externe possède un meilleur mouvement. En effet, avec le relief irrégulier de l'implant, la prothèse s'emboîte plus adéquatement, ce qui l'aide à rester en place lorsque les muscles font tourner l'implant.

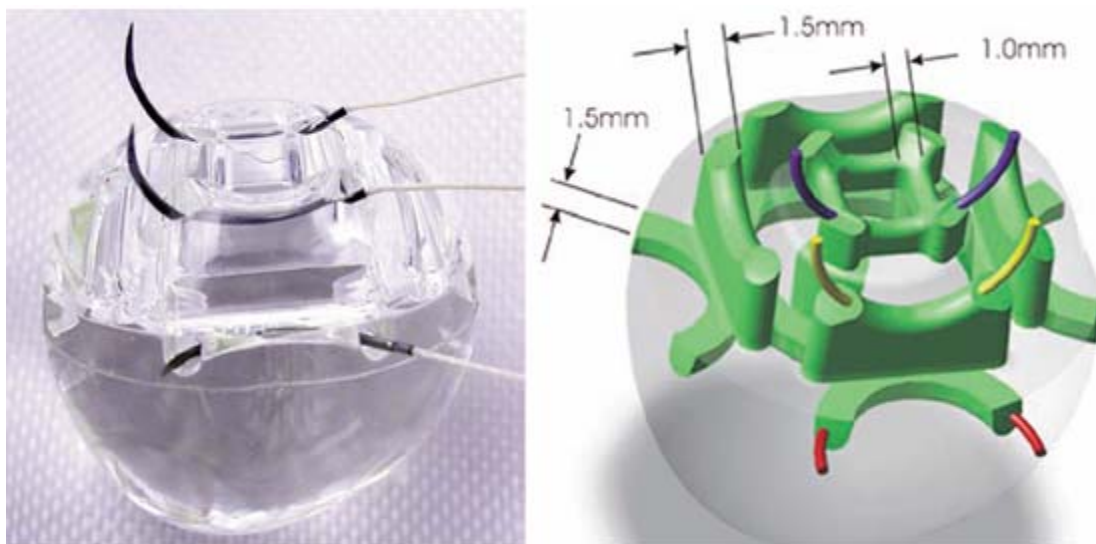


Figure 2-1: *Méthode de suture directe des muscles sur l'implant*



Figure 2-2: *Quatre modèles d'implants oculaires*



Figure 2-3: *Croissance des tissus après suture directe des muscles sur les quatre modèles d'implant*



Figure 2-4: *Les quatre modèles de prothèse correspondants à la figure 2-3.*

Un implant de plus en plus utilisé, l'implant poreux, est présenté à la Figure 2-5. Il permet la croissance fibrovasculaire partout à l'intérieur de l'implant, ce qui permet un meilleur mouvement des muscles (Custer, Kennedy, Woog, Kaltreider, & Meyer, 2003). Étant donné qu'il est sphérique, cet implant utilise la prothèse oculaire de gauche sur la Figure 2-4.

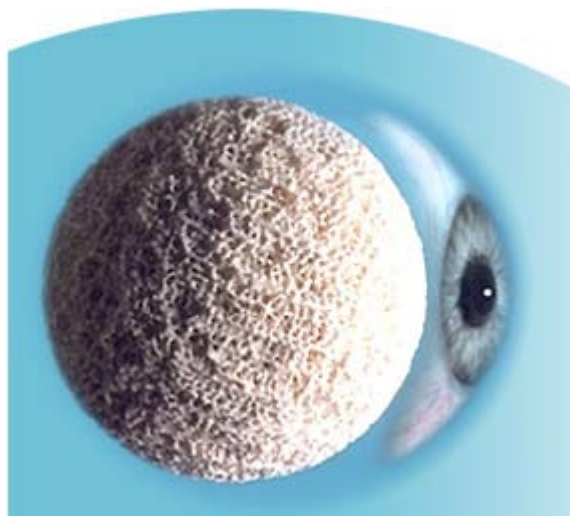


Figure 2-5 : *Implant sphérique poreux fait de biocéramique*

2.2 Prothèse externe et iris

Après la stabilité de la croissance des tissus autour de l'implant oculaire, une empreinte de la cavité est prise à l'aide d'un porte-empreinte dans lequel on injecte de l'alginate ou de la silicone à prise rapide afin de définir la forme de la future prothèse, comme le démontre la Figure

2-6. Le matériau utilisé peut également être une résine acrylique très résistante aussi utilisée en dentisterie. Notons que chaque oculariste utilise leur propre recette de fabrication de prothèses oculaires, mais elles sont toutes très similaires (Bartlett & Moore, 1973; Raizada & Rani, 2007).

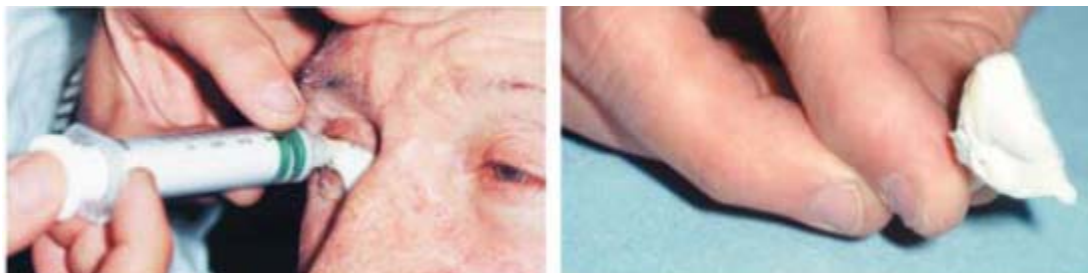


Figure 2-6: *Prise de l'empreinte de la cavité. Adaptée de (Hughes, 2010).*

L'impression de la cavité est utilisée pour faire un modèle de cire. En utilisant ce modèle, on détermine la position de l'iris, la courbure externe ainsi que la surface maximale que l'œil s'ouvrira. Sur un "bouton", schématisé à la Figure 2-7A, la grosseur de la pupille est d'abord taillée. L'iris est peint à la main à l'aide de l'observation directe de l'œil non affecté du patient. Comme le montre la Figure 2-7B, le modèle de cire est utilisé pour préparer le moule fait de plâtre qui, une fois durci, sera rempli avec du plastique acrylique pour envelopper la prothèse.

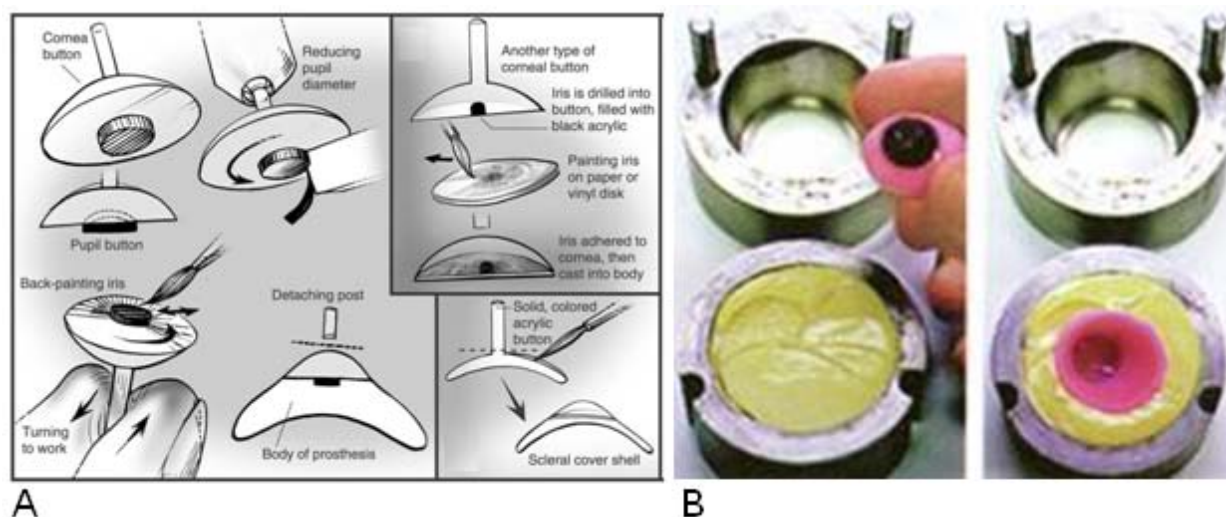


Figure 2-7: *A) Fabrication de l'iris, B) Réalisation d'un moule pour la prothèse. Adaptée de (Hughes, 2010).*

La composition de ce plastique acrylique qui enveloppe la prothèse est un mélange de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) et de méthacrylate de méthyle (MMA), le monomère du PMMA. Le liquide de MMA est mélangé avec le PMMA clair dans un vase de verre avec la proportion de masse PMMA : 3,5 pour MMA : 1. La préparation de l'acrylique est brassée occasionnellement afin qu'elle soit homogène et est laissée au repos pendant 20 à 30 minutes (c'est plus rapide lorsque la température est élevée) jusqu'à ce qu'elle obtienne une consistance de pâte. La cire enveloppant la prothèse est complètement enlevée et la prothèse est enrobée de cette pâte de PMMA/MMA.

La porosité de la prothèse peut provoquer une coloration indésirable ou l'infiltration de bactéries, affectant sa biocompatibilité. Pour éliminer cette porosité, la prothèse est cuite à 120°C sous une pression de 300 kPa durant une heure dans l'instrument montré à la Figure 2-8.



Figure 2-8: *Équipement pour la cuisson sous pression*

Une touche de couleur est ajoutée à la prothèse ainsi que des vaisseaux sanguins sont dessinés pour obtenir une apparence naturelle. La prothèse est alors couverte d'une couche protectrice transparente et est polie pour avoir une surface parfaitement lisse et une apparence mouillée. La prothèse est alors complétée et le côté intérieur de la prothèse est une réplique parfaite de la cavité oculaire. Elle est donc confortable et reste en place.

CHAPITRE 3 THÉORIE DES CRISTAUX LIQUIDES

Ce chapitre explique les notions théoriques de base des cristaux liquides (CL) nécessaires à la compréhension du dispositif développé dans le cadre de cette maîtrise. En premier lieu, les propriétés physiques, électromagnétiques et optiques sont présentées. Ensuite, la propagation de la lumière à travers un milieu de CL est étudiée à l'aide de matrices de Jones. Finalement, les paramètres nécessaires à la fabrication d'une cellule à cristaux liquides (CCL) sont présentés. La maîtrise de cette théorie est indispensable afin d'optimiser le dispositif développé.

3.1 Propriétés des cristaux liquides

Les cristaux liquides (CL) forment un état de la matière qui possède des propriétés entre celles d'un liquide conventionnel et celles d'un cristal solide. Les CL peuvent couler comme un liquide mais ses molécules peuvent s'orienter de façon ordonnée comme dans un cristal.

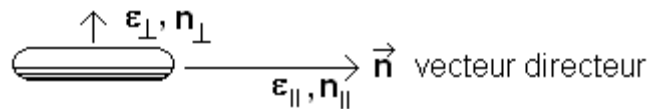


Figure 3-1 : *Molécule de CL en forme de tige avec son vecteur directeur \vec{n}*

Plusieurs formes de CL existent. Cependant, pour ce projet, nous utiliserons seulement les molécules en forme de tiges comme le schématise la Figure 3-1. La direction du grand axe est appelée l'*axe directeur*, identifié par le vecteur \vec{n} , qui est non polaire, c'est-à-dire que \vec{n} et $-\vec{n}$ sont équivalents.

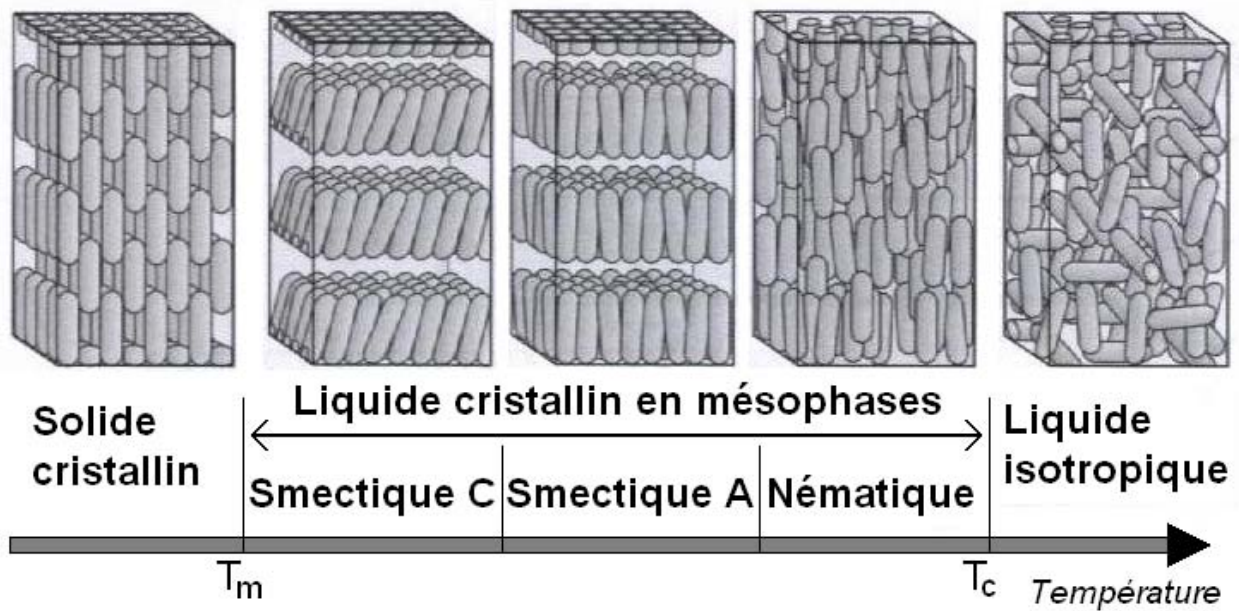


Figure 3-2 : Phases des cristaux liquides en fonction de la température

Comme le montre la Figure 3-2, sous la température de fusion T_m (T_m (melting point)), les molécules sont sous forme solide, cristalline et anisotrope. Au-dessus de la température de transparence T_c (clearing point $T_c > T_m$), elles sont sous forme liquide, transparente et isotrope. Dans les mésophases, entre les températures T_m et T_c , le matériel a l'apparence d'un liquide laiteux mais démontre toujours une phase ordonnée. Dans la première phase au-dessus de la température T_m , c'est la phase smectique C (smectique provient du mot savon en grec). Comme toutes les phases smectiques, elle est ordonnée dans deux directions. Les molécules sont orientées aléatoirement avec le plan de la couche. Dans la phase smectique A, l'axe directeur des molécules possède une déviation aléatoire perpendiculairement au plan de la couche. Juste avant la température de transparence, la phase nématique apparaît avec un ordre dans seulement une dimension (nématique signifie un fil en grec, indiquant les défauts en fil dans le matériau). Les molécules de forme allongée sont donc réparties sans ordre de *position* (comme dans un liquide) tout en demeurant en moyenne parallèles les unes aux autres, c'est-à-dire avec un ordre d'*orientation* (comme dans un cristal). Comme dans la phase solide, toutes les mésophases sont anisotropes. (Lueder, 2001)

3.1.1 Propriétés électromagnétiques

En raison de sa structure ordonnée, toutes les propriétés (diélectrique, optique et mécanique) des cristaux liquides en mésophase dépendent de la direction. La constante diélectrique est $\varepsilon = \varepsilon_r \varepsilon_0$, où $\varepsilon_0 = 8.854 \times 10^{-14} \text{ F/cm}$ est la permittivité du vide et ε_r est la permittivité relative. Ceci signifie, comme le montre la Figure 3-1, que $\varepsilon_r = \varepsilon_{\parallel}$ dans la direction parallèle au vecteur directeur et $\varepsilon_r = \varepsilon_{\perp}$ perpendiculairement au vecteur directeur \vec{n} . On obtient alors l'anisotropie diélectrique :

$$\Delta\varepsilon = \varepsilon_{\parallel} - \varepsilon_{\perp} \quad (3.1)$$

Les matériaux avec $\Delta\varepsilon < 0$ sont de type n ; les molécules s'alignent perpendiculairement avec le champ électrique et lorsque $\Delta\varepsilon > 0$, ils sont de type p ; les molécules s'alignent parallèlement avec le champ électrique. Dans ces deux types, les molécules ont la propriété de s'aligner entre elles si aucune autre force n'est appliquée. (Lueder, 2001) Les molécules de type p sont utilisées dans ce projet.

Considérées comme des dipôles, il est important que ces molécules soient assez rigides une grande partie de leur longueur puisqu'elles doivent maintenir une forme élongée pour favoriser un bon alignement entre elles ou avec le champ appliqué. En fait, la recette pour une telle molécule est deux ou trois structures en anneau, liées ensemble directement ou à l'aide de liens en groupes rigides, avec des chaînes d'hydrocarbure à chaque extrémité. Il y a beaucoup de variantes à cette recette, par exemple, le remplacement d'une chaîne d'hydrocarbure par un groupe contenant un dipôle permanent. (Collings & Hird, 1997) Une structure de base d'une molécule de cristaux liquides est présentée à la figure 3-3.

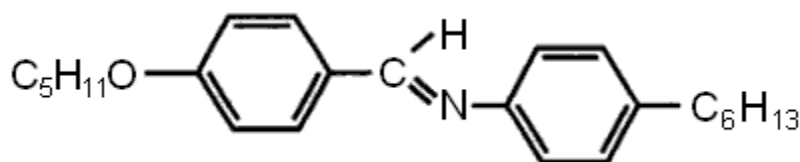


Figure 3-3 : Structure de base d'une molécule de CL. Adaptée de (Collings & Hird, 1997).

3.1.2 Propriétés optiques

Comme le montre la Figure 3-1, la molécule de CL possède deux indices de réfraction différents dépendent de la direction. L'indice de réfraction parallèle à l'axe directeur, noté n_{\parallel} , est plus élevé que celui perpendiculaire à la molécule, noté n_{\perp} . Nous obtenons ainsi une anisotropie optique :

$$\Delta n = n_{\parallel} - n_{\perp} \quad (3.2)$$

En raison de cette anisotropie, le matériel est biréfringent. Les vitesses de la lumière

$$v_{\parallel} = \frac{c_0}{n_{\parallel}(\lambda)} \quad (3.3)$$

et

$$v_{\perp} = \frac{c_0}{n_{\perp}(\lambda)}, \quad (3.4)$$

où c_0 est la vitesse de la lumière dans le vide et le vecteur \vec{E} (champ électrique) oscille parallèlement et perpendiculairement à l'axe directeur de la molécule, sont différentes et dépendent de la longueur d'onde. La composante parallèle est donc ralentie par rapport à celle perpendiculaire.

La longueur d'onde étant modifiée différemment dans chacun des deux axes de la molécule, chacune des polarisations acquiert un déphasage. Le déphasage entre les deux polarisations est :

$$\phi = 2\pi S \Delta n d_{\varepsilon} / \lambda \quad (3.5)$$

Où d_{ε} est l'épaisseur d'une couche de molécules et S est le nombre de couches. Ce déphasage résulte en une rotation de la polarisation. Ceci est la clé pour les effets électro-optiques dans les cristaux liquides.

3.2 Propagation d'une lumière polarisée dans une cellule à CL

La Figure 3-4 schématise le positionnement des CL à l'intérieur d'une cellule à cristaux liquides (CCL). En imposant les directions des molécules aux deux extrémités de la CCL, avec un angle β

entre les deux directions, nous obtenons des molécules qui tournent graduellement. Ce type de CCL, nommé *Twisted Nematic (TN)*, est le plus commercialisé. (Lueder, 2001) Pour ce projet, étudions le cas où $\beta = \pi/2$ et la polarisation de la lumière entrante est parallèle au vecteur directeur de la molécule \vec{n} ainsi qu'à l'axe des x. Notons que la polarisation entrante peut aussi être perpendiculaire à \vec{n} et les mêmes résultats seraient obtenus.

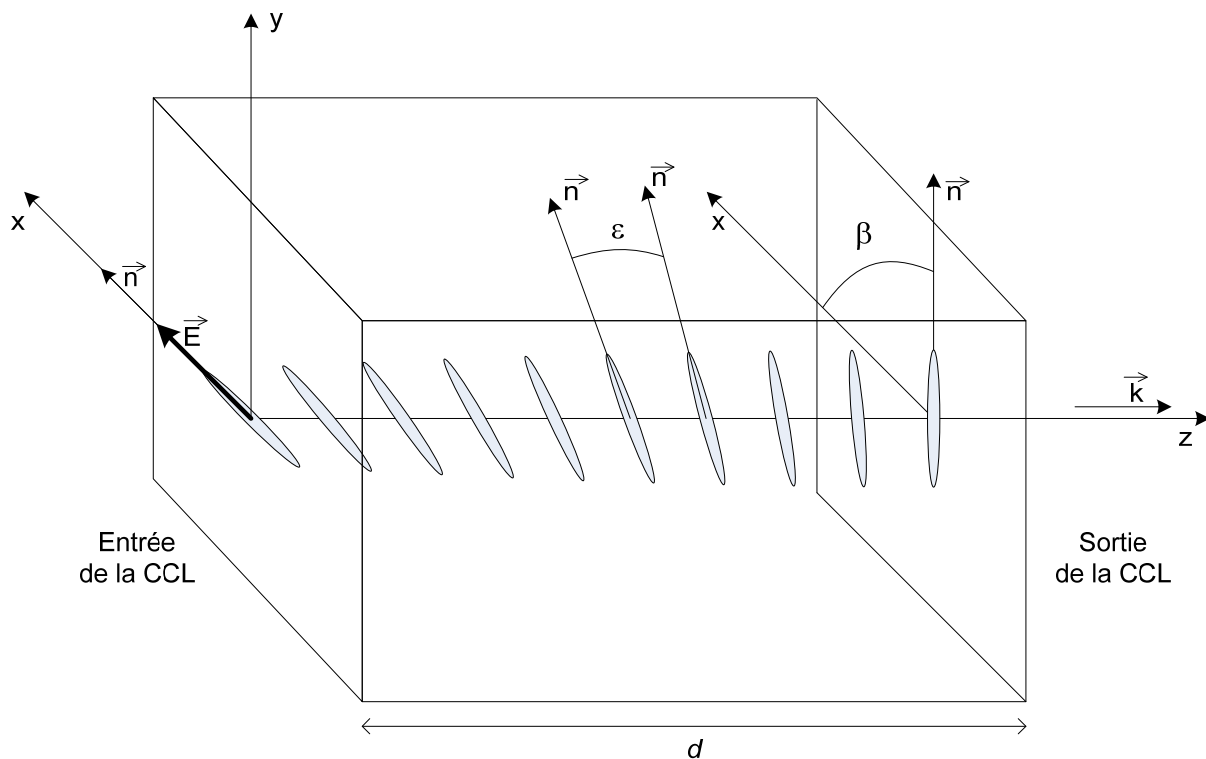


Figure 3-4 : Cellule à cristaux liquides *Twisted Nematic (TN)*

Nous pouvons exprimer la lumière entrante, linéairement polarisée, par le vecteur de Jones

$$J_1 = \begin{pmatrix} J_x \\ J_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

où E est le champ électrique entrant parallèlement au vecteur directeur \vec{n} de la première couche de CL. Les vecteurs directeurs de toutes les molécules à l'intérieur de la cellule sont tous parallèles au plan x-y et forment un axe hélicoïdal avec l'axe des z. La largeur de la cellule est de

d . Avec l'angle ε entre les molécules de deux couches voisines, correspondant à une distance de d_ε , nous obtenons la relation suivante :

$$\frac{d_\varepsilon}{\varepsilon} = \frac{2d}{\pi} \quad (3.7)$$

Le nombre de couches S dans la cellule est donné par

$$S = \frac{d}{d_\varepsilon} = \frac{\pi}{2\varepsilon} \quad (3.8)$$

Le vecteur de Jones réalise une translation de d_ε lorsqu'il traverse une couche. Étant donné que le matériau est biréfringent, la composante parallèle à la molécule obtient un retard sur la composante perpendiculaire. Après la première couche, le vecteur de Jones garde son orientation puisqu'il est parallèle à la molécule, mais obtient un léger retard et devient

$$O_1 = \begin{pmatrix} J_{1x} \\ J_{1y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} e^{-ik_x d_\varepsilon} & 0 \\ 0 & e^{-ik_y d_\varepsilon} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} J_x \\ J_y \end{pmatrix} = e^{-i2\pi(\bar{n}/\lambda)d_\varepsilon} \begin{pmatrix} e^{-i\pi(\Delta n/\lambda)d_\varepsilon} & 0 \\ 0 & e^{i\pi(\Delta n/\lambda)d_\varepsilon} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} J_x \\ J_y \end{pmatrix}$$

$$O_1 = T(\varepsilon) \begin{pmatrix} J_x \\ J_y \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

où $k_x = 2\pi \frac{n_{\parallel}}{\lambda}$, $k_y = 2\pi \frac{n_{\perp}}{\lambda} = 2\pi \frac{n_{\parallel}}{\lambda} - 2\pi \frac{\Delta n}{\lambda}$ et $\bar{n} = \frac{n_{\parallel} + n_{\perp}}{2}$

Comme le montre la Figure 3-5, chaque prochaine couche propose la même transformation $T(\varepsilon)$, mais avec une rotation de ε par rapport à la couche d'avant

$$R_v(\varepsilon) = R(\varepsilon) = \begin{pmatrix} \cos \varepsilon & \sin \varepsilon \\ -\sin \varepsilon & \cos \varepsilon \end{pmatrix}, \quad v = 1, 2, 3 \dots s-1 \quad (3.10)$$

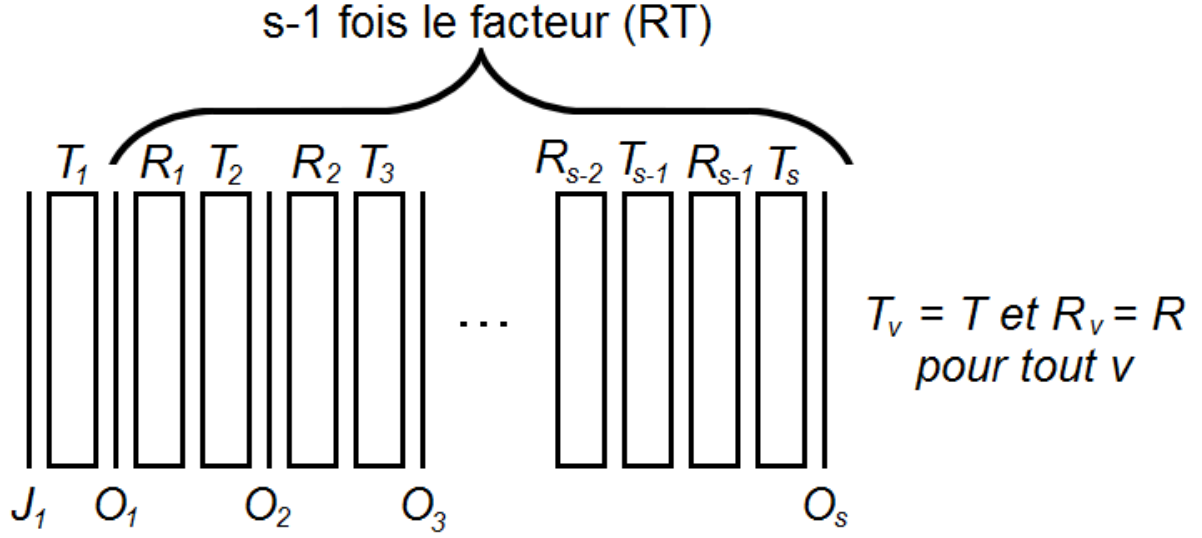


Figure 3-5 : Propagation de la lumière du vecteur de Jones J_1 à l'entrée jusqu'au vecteur de Jones O_s à la sortie, à travers les matrices de transmission T_v et de rotation R_v

La première couche étant traversée, il reste $s - 1$ couches. Le vecteur de Jones à la sortie à $z = d$ est donc :

$$O_s = \begin{pmatrix} O_{s(y)} \\ O_{s(-x)} \end{pmatrix} = (T(\varepsilon)R(\varepsilon))^{s-1} T(\varepsilon) \begin{pmatrix} E \\ 0 \end{pmatrix} = (T(\varepsilon)R(\varepsilon))^s R(\varepsilon)^{-1} \begin{pmatrix} E \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

Ce vecteur de Jones O_s est mesuré dans les coordonnées y et $-x$ qui ont une rotation de $\beta = \pi / 2$ par rapport aux coordonnées d'entrée x et y . Nous obtenons à l'aide des équations (3.7), (3.8), (3.9), (3.10) et avec

$$a = \frac{\pi \Delta n d_\varepsilon}{\varepsilon} : \quad (3.92)$$

$$\begin{pmatrix} O_{s(y)} \\ O_{s(-x)} \end{pmatrix} = \left[e^{-i4\left(\frac{\bar{n}}{\lambda}\right)d\varepsilon} \begin{pmatrix} e^{-iaz} & 0 \\ 0 & e^{iaz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \varepsilon & \sin \varepsilon \\ -\sin \varepsilon & \cos \varepsilon \end{pmatrix} \right]^{\frac{\pi}{2\varepsilon}} \begin{pmatrix} \cos \varepsilon & \sin \varepsilon \\ -\sin \varepsilon & \cos \varepsilon \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.103)$$

Nous pouvons alors tendre ε vers zéro pour approximer une situation réelle, puisqu'il y a un très grand nombre de couches dans une cellule. Les composantes du vecteur deviennent (Lueder, 2001) :

$$O_{s(y)} = e^{-i2\pi(\bar{n}/\lambda)} \left(\cos \frac{\pi}{2} \sqrt{1 + \left(\frac{2d\Delta n}{\lambda} \right)^2} + i \frac{\pi d\Delta n}{\lambda} \sin \left(\frac{\pi}{2} \sqrt{1 + \left(\frac{2d\Delta n}{\lambda} \right)^2} \right) E \right) \quad (3.114)$$

et

$$O_{s(-x)} = -e^{-i\pi(\bar{n}/\lambda)} \frac{\pi}{2} \sin \left(\frac{\pi}{2} \sqrt{1 + \left(\frac{2d\Delta n}{\lambda} \right)^2} \right) E \quad (3.15)$$

En choisissant une distance d qui annule le sinus (voir section 3.2.1), nous obtenons une polarisation parallèle aux molécules de CL à la sortie, soit l'axe des y .

$$O_{s(y)} = e^{-i2\pi(\bar{n}/\lambda)} E \quad \text{et} \quad O_{s(-x)} = 0$$

3.2.1 Épaisseur d d'une CCL

La qualité du contraste d'une CCL-TN dépend de la largeur d de la cellule. Pour obtenir un meilleur contraste, la polarisation de la lumière sortante de la CCL doit être parallèle aux CL. L'intensité de la polarisation de la lumière perpendiculaire aux CL à la sortie de la cellule doit donc être nulle. Cette intensité est trouvée à partir de l'équation (3.15) (Gooch & Tarry, 1974) :

$$I_x = \left(O_{s(-x)eff} \right)^2 = \frac{1}{2} \left| O_{s(-x)} \right|^2 = \frac{1}{2} \frac{\sin^2 \left(\frac{\pi}{2} \sqrt{1 + \left(\frac{2d\Delta n}{\lambda} \right)^2} \right)}{1 + \left(\frac{2d\Delta n}{\lambda} \right)^2} E^2 \quad (3.126)$$

Cette intensité normalisée est présentée à la Figure 3-6 à l'aide du logiciel Matlab, en fonction de $a = 2d\Delta n / \lambda$. Les zéros apparaissent pour $\sqrt{1+a^2} = 2, 4, 6, 8...$ donc pour $a = \sqrt{3}, \sqrt{15}, \sqrt{35}, \sqrt{63}...$ L'épaisseur de la cellule peut donc prendre les valeurs suivantes :

$$d = \frac{\lambda \sqrt{4m^2 - 1}}{2\Delta n}, \quad \text{avec } m = 1, 2, 3, 4... \quad (3.137)$$

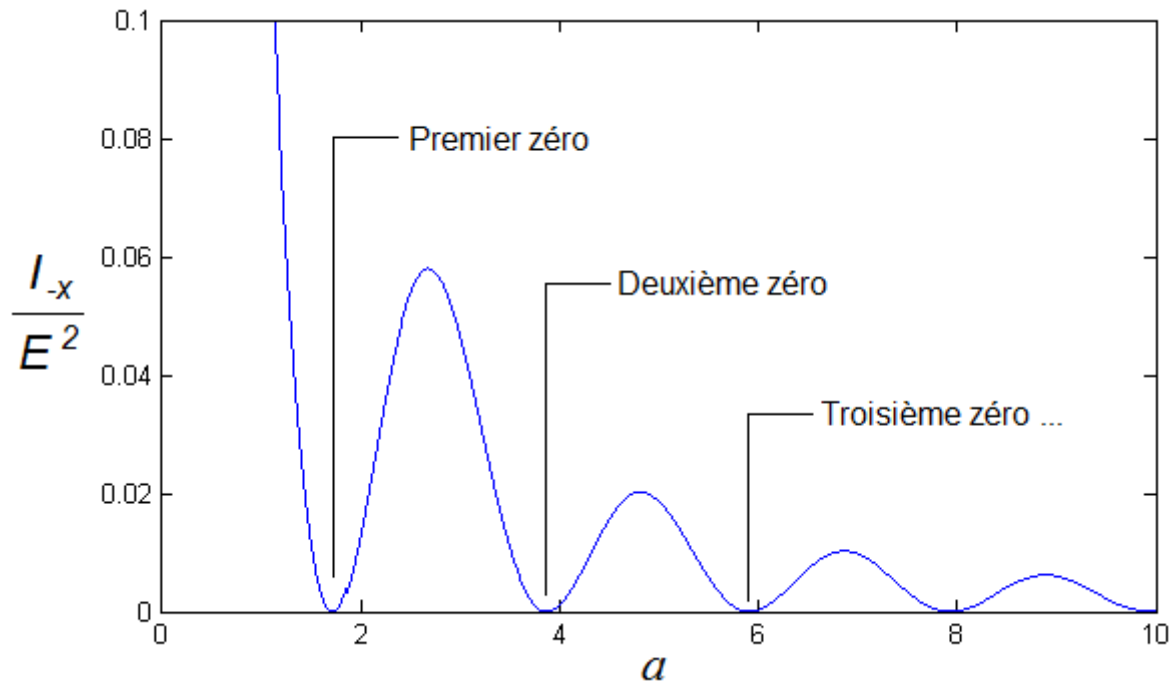


Figure 3-6 : *Intensité normalisée sortant d'une CCL-TN avec un angle de $\beta = \pi/2$, avec $a = 2d\Delta n / \lambda$.*

CHAPITRE 4 UNE NOUVELLE PROTHÈSE OCULAIRE DYNAMIQUE

Ce chapitre explique le fonctionnement du dispositif développé : un système variant le diamètre de la pupille d'une prothèse oculaire en fonction de la lumière ambiante. Le dispositif est composé d'une cellule à cristaux liquides (CCL) et d'un circuit électronique passif, autonome et autoalimenté, utilisant une cellule solaire (CS) appropriée. Tout d'abord, le principe de fonctionnement d'une cellule à cristaux liquides est présenté. La deuxième partie explique de façon détaillée chaque étape de fabrication de la CCL qui composera le dispositif. Ensuite, le design proposé du dispositif à l'intérieur de la prothèse oculaire est présenté. Le fonctionnement du circuit électrique ainsi que l'utilité de chacun de ses composants sont expliqués à la section 4.4. Une simulation du circuit, prévoyant sa réaction sous différentes intensités de lumière, est aussi présentée dans cette section. Ensuite, la théorie démontrant que la CS fournira la puissance nécessaire au fonctionnement du dispositif est exposée. Finalement, le design d'un dispositif standard, destiné à la production en série, est proposé.

4.1 Principe de fonctionnement de la cellule à cristaux liquides

Une cellule à cristaux liquides (CCL), voir Figure 4-1, est composée de deux lames de verre (b) revêtues de minces couches d'oxyde d'indium dopé à l'étain (ITO pour l'appellation anglaise : *Indium tin oxide*) qui servent d'électrodes transparentes (c). Les CL (e) sont insérés entre les deux lames. Deux couches d'orientation couvrent les électrodes pour imposer une orientation perpendiculaire des CL de part et d'autre de la cellule, donnant ainsi une forme hélicoïdale aux CL (voir section 3.1 et 3.2).

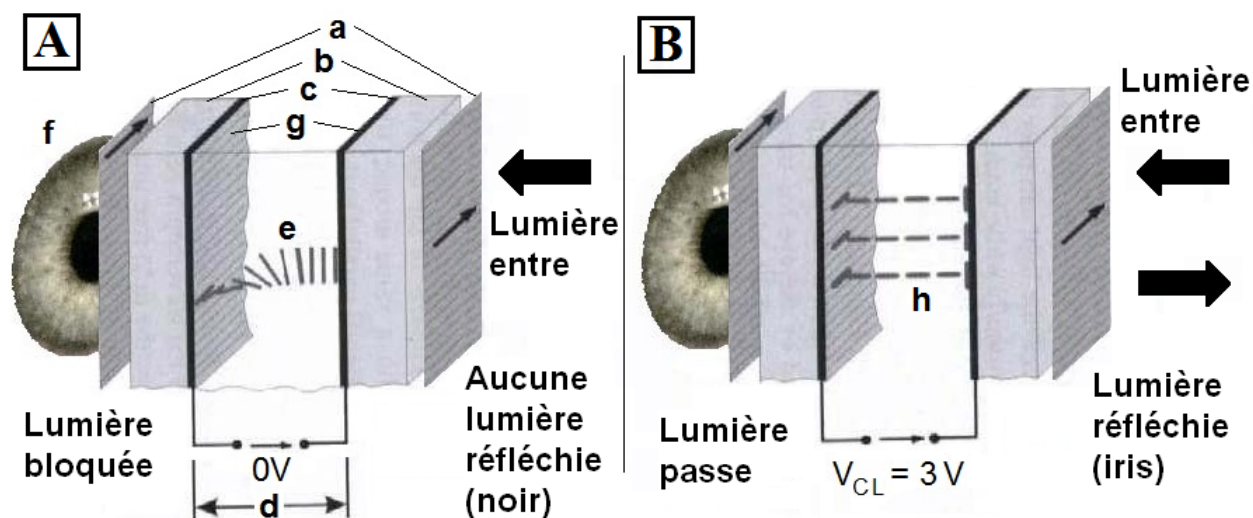


Figure 4-1 : Principe de fonctionnement de la CCL. A : Sans tension appliquée, l'image de l'iris apparaît noire. B : Avec tension appliquée, l'image de l'iris est visible en réflexion.

Dans la Figure 4-1A, la lumière ambiante entre dans la CCL par la droite et est horizontalement polarisée par le polariseur (a). La lumière traverse le substrat de verre (b), l'électrode d'ITO (c) ainsi que la couche d'orientation (g). Sans potentiel appliqué, lorsque la lumière traverse le milieu de CL, la polarisation de la lumière acquiert une rotation de $\pi/2$ pour devenir polarisée verticalement dû au positionnement hélicoïdale et à la biréfringence des CL. La séquence de couches formant l'arrière de la CCL est identique aux couches d'entrée. La lumière polarisée verticalement est finalement bloquée au second polariseur qui ne laisse passer que la lumière polarisée horizontalement. L'image de l'iris est collée à l'arrière de la CCL. Aucune lumière n'est réfléchie et l'image de l'iris apparaît noire.

Dans la Figure 4-1B, sous l'effet d'un champ électrique créé par l'application d'une tension V_{CL} , l'anisotropie diélectrique positive des CL (h) s'aligne avec la direction du champ électrique et ne modifie pas la polarisation de la lumière entrante puisque dans cette direction, les CL ne sont pas biréfringents. En effet, les deux composantes de la polarisation voient le même indice de réfraction, soit n_{\perp} comme le montre la Figure 3-1. La lumière reste donc polarisée horizontalement et traverse le deuxième polariseur. L'image de l'iris est réfléchie, traverse une seconde fois la CCL et apparaît à la sortie. Utilisant ce concept, le passage de la lumière peut être contrôlé à travers la CCL.

4.2 Méthodologie de la fabrication des CCL

La fabrication des CCL est une étape importante du projet puisque, à notre connaissance, aucune CCL n'a jamais survécu au processus de fabrication de la prothèse oculaire. Chacun des points suivants explique une des étapes de la fabrication d'une CCL afin qu'un futur étudiant puisse répéter l'expérience.

4.2.1 Découpage des lames de verre revêtues d'ITO

Les lames de verre revêtues d'ITO proviennent de la compagnie *PG&O*, modèle CEC100S. Pour le dispositif final, le découpage sera circulaire de rayon $\sim 13\text{mm}$ et réalisé au laser. Cependant, pour tous les tests, les lames de verre sont coupées avec une pointe de diamant en rectangle de $\sim 15\text{mm}$ par 17mm pour avoir une assez grande surface d'électrodes atteignable pour positionner des fils conducteurs. Notez que les CCL sont testées seules et les fils conducteurs sortent du matériel formant la prothèse.

Sur une surface plane, à l'aide d'une carte de crédit (ou toute autre pièce dure, mince et droite), la ligne de délimitation est tracée avec une légère pression sur le “ crayon ” avec une pointe de diamant. La ligne doit atteindre les rebords de la lame. Ensuite, la lame est cassée le long de cette ligne à l'aide de quatre pièces planes (tels des bâtons de “ Popsicle ”) afin de maximiser la surface de contact, de limiter la vibration et ainsi éviter la propagation de fissures divergentes.

4.2.2 Gravure des électrodes

La gravure du revêtement d'ITO se réalise facilement avec de l'acide chlorhydrique. Avec l'utilisation d'une solution d'HCl dont la concentration est de 37%, le revêtement est complètement retiré en deux minutes. Chaque électrode en forme d'anneau doit atteindre l'extérieur de la CCL à l'aide d'une ligne conductrice isolée des autres électrodes, comme le montre la Figure 4-2. Pour que les démarcations des électrodes ne soient pas visibles à l'œil nu, la gravure doit être réalisée par photolithographie à l'aide d'un masque très précis. Seulement une des deux lames de verre a besoin d'être gravée.

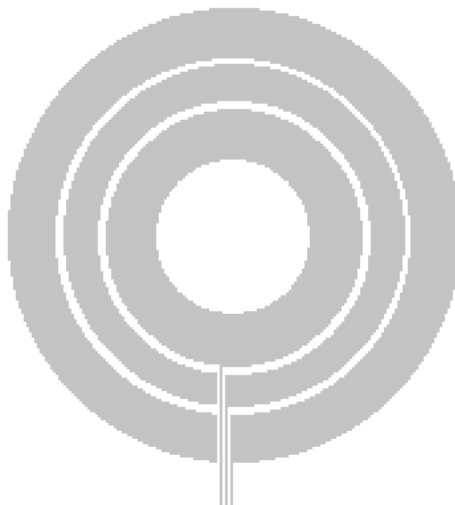


Figure 4-2 : *Design de la gravure des électrodes. Gravure en blanc et électrodes en gris.*

4.2.3 Formation des couches d'orientation des CL

Avant l'insertion des CL dans la cellule, les lames de verre doivent être préparées afin d'imposer le sens des CL à l'entrée et à la sortie de la CCL. Dans les CCL commerciales (ainsi que dans la CCL du dispositif final), une mince couche d'épaisseur de 100 nm fait d'un matériel organique tel un polymide est déposée sur la lame de verre (par-dessus le revêtement d'ITO) (Lueder, 2001). Cette couche est rainurée afin d'obtenir des cannelures où les molécules de CL de la première et dernière couche de CL n'ont pas d'autre choix que de s'aligner à cause de leur forme allongée. Cependant, pour tester les nombreuses cellules fabriquées dans notre laboratoire, une alternative simple et rapide est utilisée. Un tissu rugueux pour salle blanche (tel un essuie-tout de marque *Kimwipes*) est utilisé pour former ces cannelures directement sur le revêtement d'ITO. En frottant, toujours dans le même sens et dans la même direction, avec une bonne pression sur le revêtement d'ITO, des cannelures de qualité acceptables sont formées. Avec cette méthode, lorsque la CCL est terminée, quelques défauts peuvent être visibles, mais c'est très acceptable pour réaliser les tests. Les deux lames sont frottées perpendiculairement. Le sens des cannelures est noté à l'aide d'une marque au crayon non permanent puisque ce n'est pas visible.

4.2.4 Insertion des CL dans la cellule

La distance d entre les lames de verre est très importante afin d'obtenir un contraste de qualité. L'équation (3.17) donne la forme générale des distances possibles en fonction de la longueur d'onde et de l'anisotropie optique Δn . Étant donné que le dispositif fonctionne dans le visible, la longueur d'onde est comprise entre 400 et 700 nm. Les CL choisis proviennent de la compagnie MERCK, modèle MLC-6647, sont en forme de tige et en phase nématique. Ils ont été spécialement sélectionnés pour leur opération sur un large intervalle de température. Son anisotropie optique est de $\Delta n = 0.1491$. L'équation (3.17) devient donc :

$$d = \frac{\sqrt{4m^2 - 1}(550 \pm 150) \times 10^{-9}}{2(0.1491)}, \text{ avec } m = 1, 2, 3, 4... \quad (4.14)$$

Les trois distances d minimales sont $3,19 \pm 0,9 \mu\text{m}$, $7,14 \pm 2 \mu\text{m}$ et $10,9 \pm 3 \mu\text{m}$. Malgré ces incertitudes, comme le démontre la Figure 3-6, pour obtenir un meilleur contraste et minimiser la dépendance avec la longueur d'onde (donc qu'il n'y ait aucune couleur favorisée), les valeurs centrales sont préférables. Pour une même tension appliquée aux bornes de la CCL, le champ électrique, qui est à l'origine de l'alignement des CL dans la direction de propagation, est dépendant de cette distance. En effet, $E = V/d$. Il est donc essentiel d'utiliser une distance minimale pour minimiser la tension nécessaire au fonctionnement de la CCL. Notons qu'avec cette distance de $d_{\min} = 3,19 \mu\text{m}$, le dispositif final utilisera un très petit volume de CL ($< 0,5 \mu\text{L}$) et sera donc peu dispendieux, comme c'est le cas pour la plupart des écrans à CL (LCD) (Chandrasekhar, 1992; Lueder, 2001; Raizada & Rani, 2007).

Pour séparer les deux lames de verre de cette distance d , plusieurs méthodes peuvent être utilisées. Une couche mince d'un matériau non conducteur peut être déposée aux quatre coins de l'une des lames de verre. Quatre séparateurs, telles des feuilles minces de polyéthylène téréphtalate (Mylar), peuvent aussi être installés aux quatre coins. Ensuite, les deux lames de verre sont alignées, le revêtement d'ITO vers l'intérieur. Deux côtés sur quatre sont collés à l'aide d'époxy résistant à de hautes températures. L'époxy utilisé est le modèle *Speed Set Epoxy* de la compagnie *Lepage*. Pendant que la colle sèche, il est important de mettre un poids sur la cellule afin d'assurer que les lames soient bien séparées de $3,19 \mu\text{m}$. Pour introduire les CL à l'intérieur de la cellule, il faut simplement, à l'aide d'une seringue, déposer une goutte sur le

rebord de l'entrée de la cellule, comme le montre la Figure 4-3. Les CL, qui s'infiltrent facilement par capillarité en quelques secondes, correspondent au demi-cercle ombré en haut du croisement des lames sur la figure.

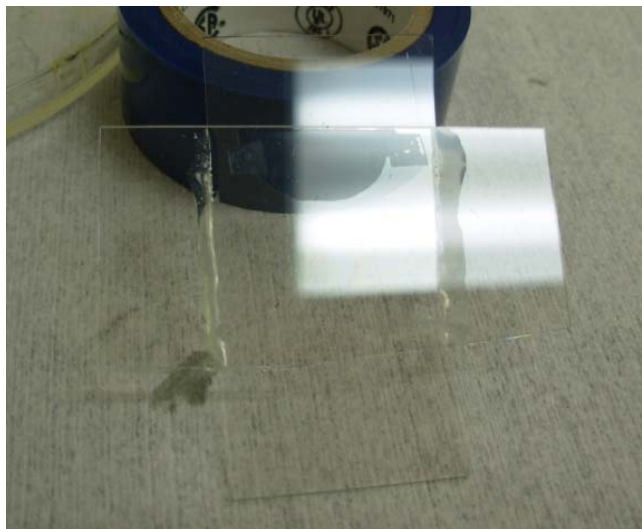


Figure 4-3 : *Infiltration des CL entre les lames par capillarité. Une goutte de CL est déposée sur le rebord des lames de verre de la CCL partiellement scellée. Le demi-cercle ombré visible dans la partie supérieure du carré formé par le croisement des lames est l'évolution des CL dans la CCL.*

Lorsque la CCL est complètement remplie de CL, la cellule est entièrement celée avec le même époxy. Enfin, des fils conducteurs sont joints à la CCL à l'aide d'une colle conductrice, de l'époxy dopé à l'argent. Deux polariseurs parallèles sont aussi ajoutés de chaque côté de la CCL. Notons que ces polariseurs doivent avoir un trou dans leur milieu, de la dimension de l'ouverture minimale de la pupille, pour que la lumière puisse atteindre la cellule solaire (CS).

4.3 Design de la prothèse oculaire dynamique

La Figure 4-4A présente le schéma général de la prothèse oculaire avec pupille réagissant avec la lumière ambiante. Tout d'abord, au-dessus, une cellule à CL avec des pixels en forme d'anneaux qui bloquent la lumière de façon à simuler une pupille vivante. La Figure 4-4B montre la délimitation des électrodes de la CCL qui ne sont pas visibles à l'œil nu.

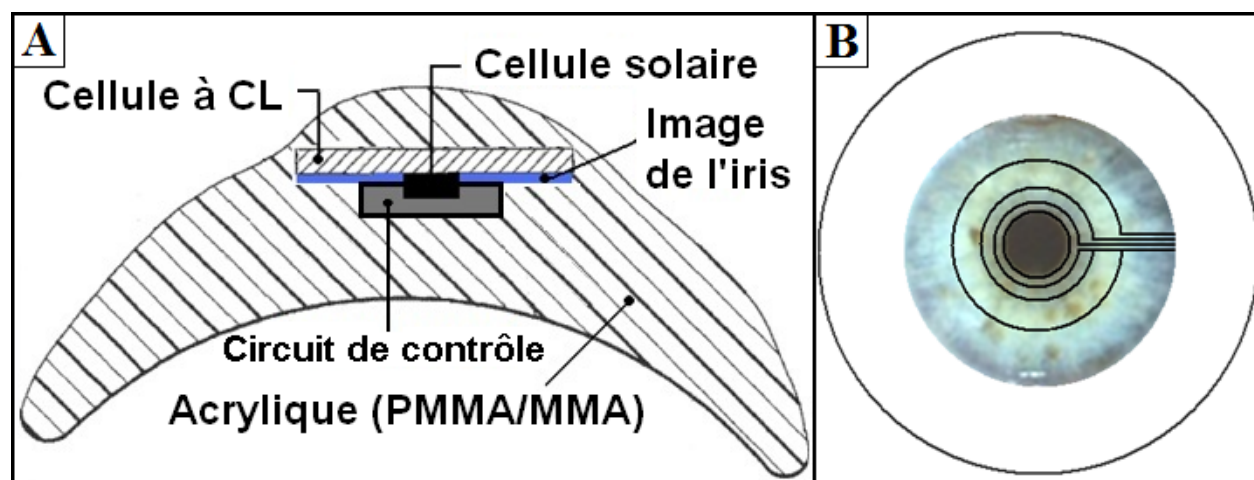


Figure 4-4 : Schéma du dispositif. A : section de la prothèse oculaire. B : vue de haut.

Une image d'iris est collée sous la CCL. Le centre de cette image, de la dimension de l'ouverture minimale d'une pupille (3 mm de diamètre), est vide. Une CS, qui simule très bien la couleur de la pupille, est placée dans ce vide. Cette CS particulière est décrite à la section 4.5. La CS détecte la lumière ambiante afin de contrôler le diamètre de la pupille à l'aide d'un circuit électronique passif décrit à la section suivante. Pour fonctionner, la CCL n'a besoin de presque aucun courant et d'environ 2-3 V pour la distance entre les lames de verre de $d_{\min} = 3,19 \mu\text{m}$. Le courant est en fait déterminé par le courant de fuite dans la CCL de haute résistance et la vitesse d'opération des pixels. Comme ces deux paramètres peuvent être très faibles, la puissance nécessaire est presque négligeable et la CCL ne nécessite donc aucune autre source d'énergie que celle de la CS. Il est donc important que le mécanisme de contrôle soit passif et qu'il consomme un minimum d'énergie. Utilisant un circuit passif novateur connecté aux électrodes en forme d'anneaux et une CS divisée en plusieurs sections en séries, chacune pouvant fournir un potentiel de 0,7 V, (Green, Wenham, & J., 1993) le potentiel adéquat peut être acheminé pour faire fonctionner la CCL, rendant la pupille dynamique autonome. Une batterie rechargeable n'est pas désirable puisqu'elle limiterait la durée de vie de la prothèse (la batterie requiert un remplacement périodique), hausserait son coût et augmenterait sa masse, causant un affaissement de la paupière. Notre système résout alors d'importants problèmes en réduisant non seulement le coût et la maintenance à long terme, mais aussi les exigences strictes du poids de la prothèse.

4.4 Le circuit électronique passif

Une discussion sur le nouveau circuit électronique développé dans le cadre de cette maîtrise est présentée dans ce sous-chapitre. Considérant les causes d'échecs des travaux des chercheurs précédents, notre objectif est de développer un circuit autonome, autoalimenté et qui doit contrôler passivement le diamètre de la pupille. À notre connaissance, un tel circuit n'avait jamais été tenté, mais nous croyons que cette contrainte est nécessaire au succès de son intégration à la prothèse. Cette technique est aussi le sujet d'un brevet provisoire appliqué aux États-Unis (Lapointe, Kashyap, & Boulos, 2010).

La Figure 4-5 présente le schéma des composants électriques nécessaires pour le fonctionnement de la pupille dynamique. Notons que les électrodes d'ITO sont transparentes. Lorsqu'il fait noir, le potentiel fourni par la CS est faible et la CCL ne fonctionne pas. Tous les pixels en formes d'anneau sont éteints, en utilisant des polariseurs parallèles, et paraissent alors noirs. La lumière est bloquée et la pupille semble dilatée.

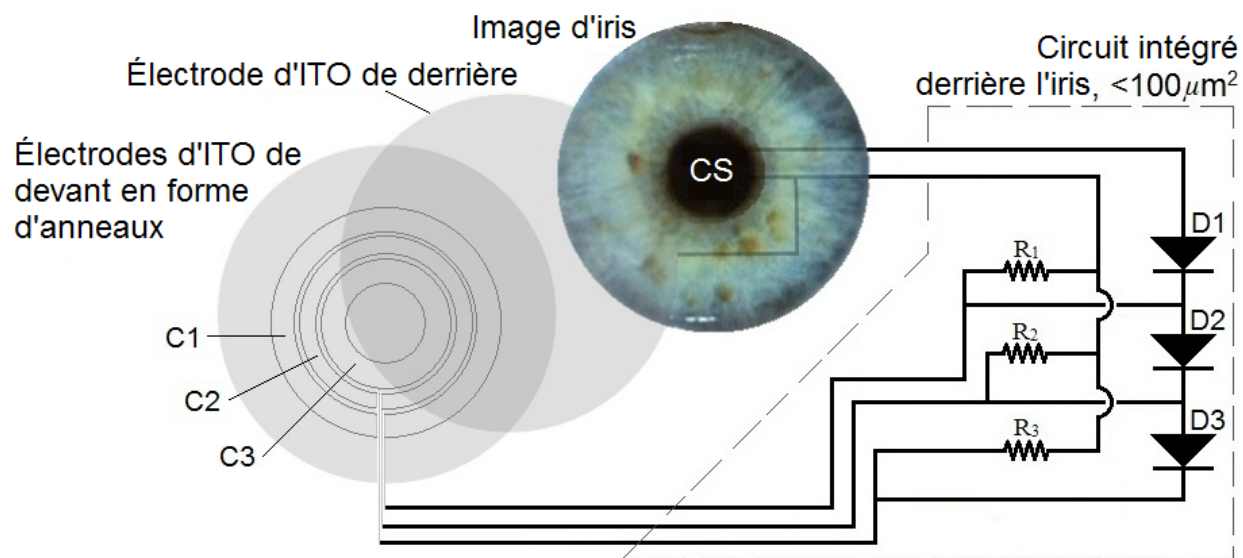


Figure 4-5 : Schéma du principe électrique d'opération de la pupille dynamique avec le circuit passif sélecteur de tension. Chaque pixel en forme d'anneau agit comme un condensateur. Adaptée de (Lapointe et al., 2010).

La Figure 4-6 représente ce circuit électronique passif d'une façon plus compréhensible. Chaque pixel en forme d'anneau agit comme un condensateur (C1, C2 et C3). La plus grosse électrode (C1) est connectée en parallèle avec la résistance R1 et en série avec la diode D1. L'électrode du milieu (C2) est connectée en parallèle avec la résistance R2 et en série avec la diode D1 et D2. La plus petite électrode (C3) est connectée en parallèle avec la résistance R3 et en série avec la diode D1, D2 et D3.

Un pixel à CL laissera passer la lumière provenant de l'image de l'iris quand le potentiel appliqué est d'environ 3 V ou plus. Une diode fait chuter le potentiel d'environ $V_D = 0,5 \text{ V}$ dépendamment du type de diode et du courant la traversant. Pour faire fonctionner le plus large pixel, les CS interconnectées en série doivent générer $3 \text{ V} + 0,5 \text{ V} = 3,5 \text{ V}$ et l'image de l'iris est visible à travers cet anneau, ce qui rend donc la pupille plus petite. Avec plus de lumière, la CS doit générer $3 + 0,5 \times n \text{ V}$ pour faire fonctionner le $n^{\text{ième}}$ pixel pour que la pupille paraisse plus petite. Sans les résistances connectées en parallèle, le courant passant dans la CCL est négligeable puisque celle-ci agit comme un condensateur. Avec ce courant près de zéro, la chute de potentiel provenant de la diode est aussi négligeable et tous les pixels fonctionnent pratiquement sous une même illumination. Cependant, avec les résistances en place, la chute de potentiel de chaque diode devient considérable et chaque pixel s'allume séquentiellement avec l'augmentation de l'intensité de la lumière. Notons que la première diode pourrait être absente. Ceci augmenterait le potentiel acheminé à tous les pixels, mais éliminerait un degré de liberté pour bien simuler la pupille d'un patient.

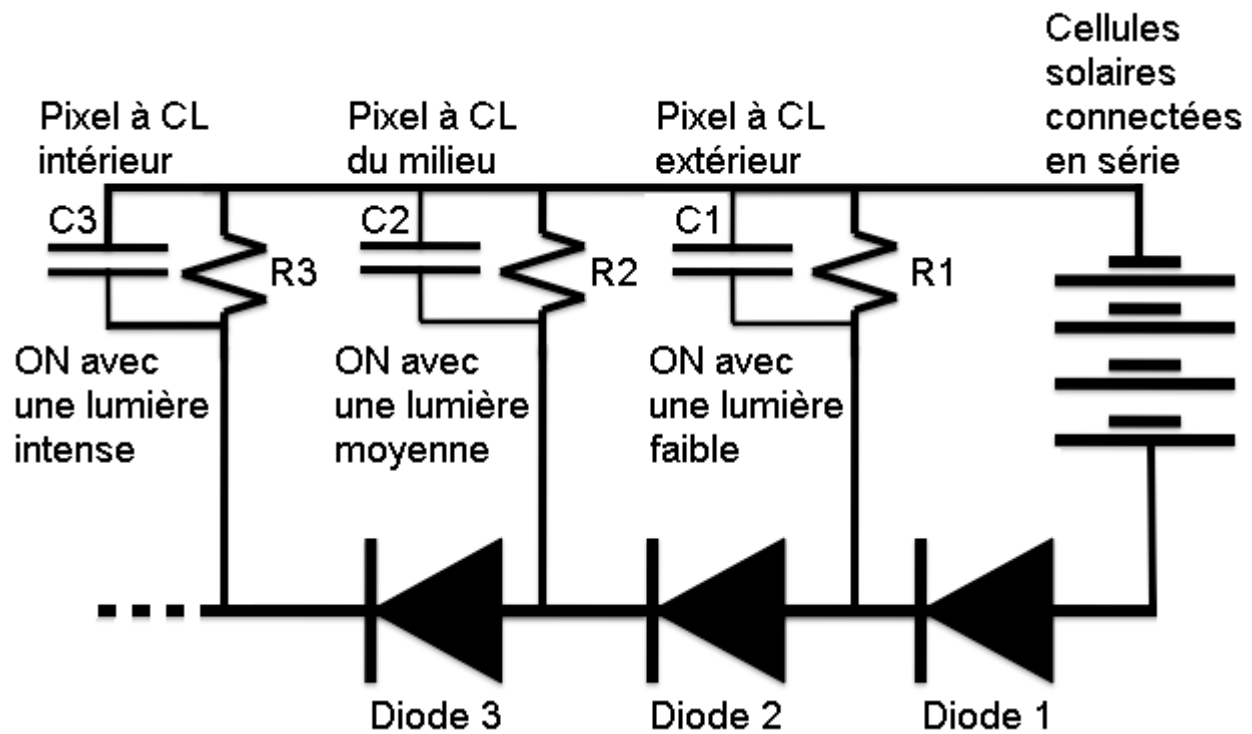


Figure 4-6 : *Circuit électronique passif, autonome et autoalimenté, qui contrôle le diamètre de la pupille.*

Ce circuit est très flexible et peut être ajusté pour la plupart des pupilles qui réagissent différemment sous la lumière. Le nombre de CS interconnectées, le type de diode et le nombre de diodes peuvent être changés pour bien simuler le mouvement de la pupille d'un patient. La Figure 4-7 présente la simulation du circuit ($C_1 = C_2 = C_3 = 1 \text{ nF}$, $R_1 = R_2 = R_3 = 10 \text{ k}\Omega$ and $V_D = 0,5\text{V}$).

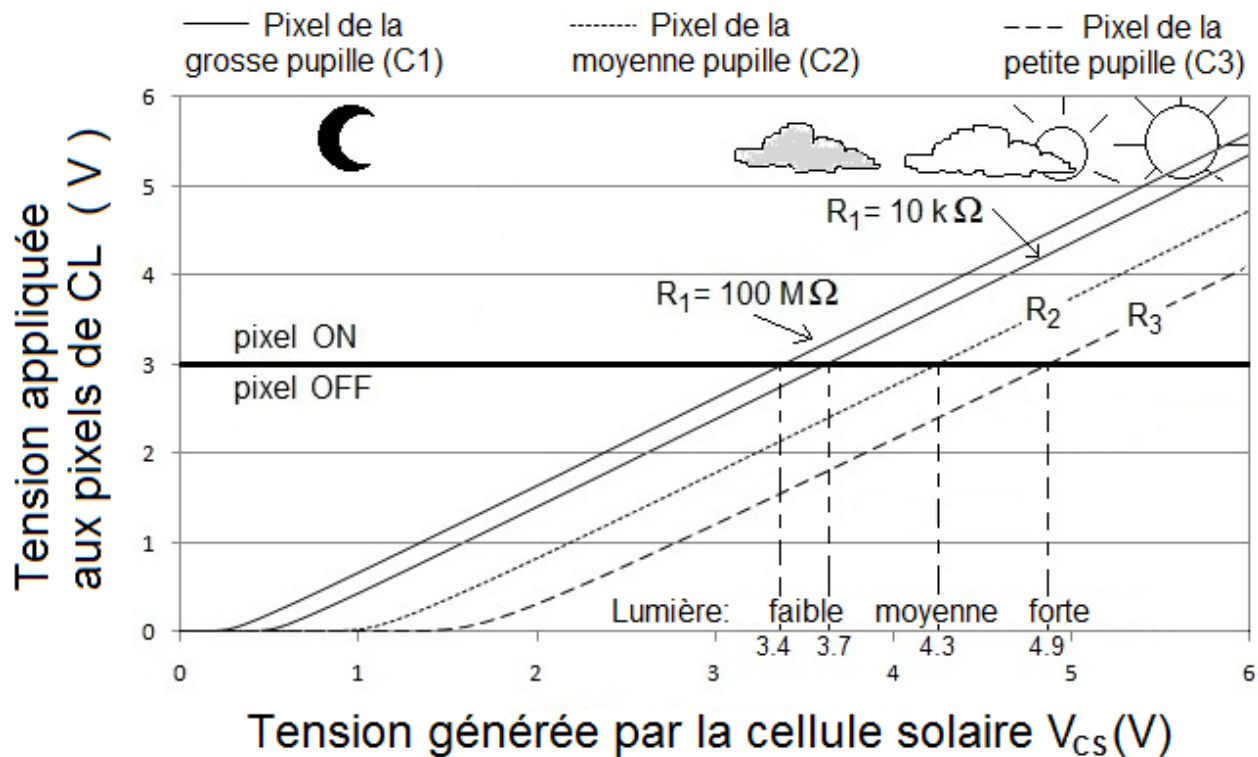


Figure 4-7 : Simulation du circuit passif. Chaque courbe représente le potentiel appliqué à chaque pixel de CL (C1, C2 et C3) en fonction de l'illumination sur la surface de la CS. La courbe avec un long pointillé est le potentiel appliqué sur le plus petit pixel en série avec trois diodes, qui s'allume sous une lumière ambiante intense ($V_{CS} = 4,9\text{ V}$). La courbe avec un pointillé court est le potentiel appliqué sur le pixel du milieu en série avec deux diodes, qui s'allume sous une lumière ambiante moyenne ($V_{CS} = 4,3\text{ V}$). La courbe pleine est le potentiel appliqué sur le plus gros pixel en série avec une diode, qui s'allume sous une faible lumière ambiante ($V_{CS} = 3,7\text{ V}$ pour $R_1 = 10\text{ k}\Omega$ et $V_{CS} = 3,4\text{ V}$ pour $R_1 = 100\text{ M}\Omega$).

L'ajustement de la pupille est déterminé par la chute de potentiel des diodes. Cependant, les résistances peuvent être changées pour ajuster précisément le potentiel acheminé aux électrodes. Par exemple, si un patient réagit sous une lumière plus faible, la résistance en parallèle avec le plus gros pixel peut être augmentée. La simulation de la Figure 4-7 montre qu'en utilisant une résistance de $100\text{ M}\Omega$ au lieu de $10\text{ k}\Omega$, la courbe pleine se déplace vers la gauche.

4.5 La cellule solaire à haut voltage

Sous une même illumination sur sa surface exposée, une cellule solaire (CS) génère une puissance constante $P = IV$. Comme notre système n'a pas besoin d'un courant considérable, la CS peut être modifiée pour maximiser le potentiel V . La Figure 4-8 montre le design d'une telle CS.

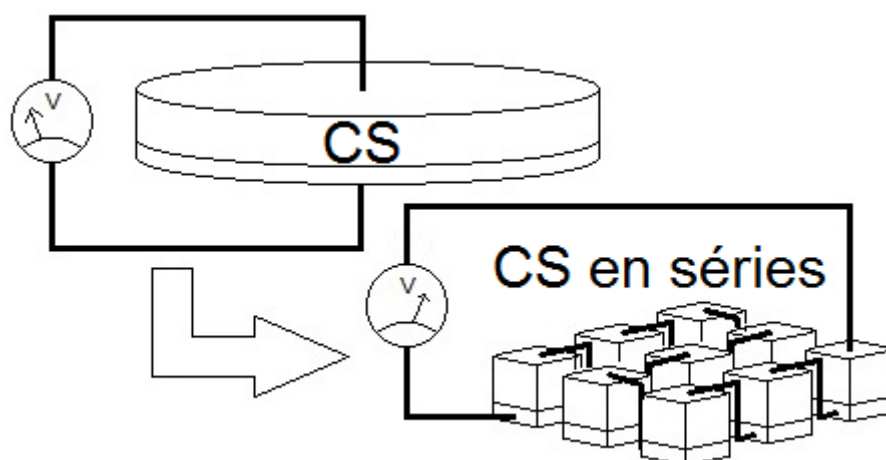


Figure 4-8 : Cellule solaire standard et, à droite, une cellule solaire sectionnée pour maximiser son potentiel.

La CS est sectionnée et en interconnectant chaque pièce en séries, le potentiel est alors multiplié. Ce concept est bien connu et peut générer des potentiels plus élevés que le besoin de notre dispositif avec une CS de la dimension de l'ouverture minimale d'une pupille (~3mm de diamètre) (Green, et al., 1993; Lee, Chen, & Allen, 1995). Utilisant ce concept, le dispositif peut être autoalimenté.

La grande question est : est-ce que la CS générera assez de courant pour faire fonctionner le dispositif? La réponse est oui. Tout d'abord, dans le noir, le dispositif n'a pas besoin d'illumination ni de potentiel, les pixels restent éteints et la pupille paraît dilatée. Typiquement, un bureau possède un niveau d'éclairage d'environ 320 lux, tandis qu'une pièce plus sombre, tel un salon, environ 50 lux (Pears, 1998; Pérez, 2004). Comme estimation, en utilisant seulement la moitié de cette intensité de lumière (25 lux) pour allumer le plus gros pixel en forme d'anneau, chacune des neuf CS en séries recevra une puissance lumineuse d'environ $P = 37 \text{ nW}$ sur environ 1 mm^2 de surface (environ 0,5 mW dans un bureau) (Pérez, 2004). Pour une CS multi-jonction

typique, l'efficacité quantique η est plus de 60% et l'efficacité de conversion ρ est plus de 15% (Luque & Hegedus, 2003). En utilisant toutes ces valeurs pour simuler le pire des cas, le courant généré par la CS est alors $I = \eta\rho P = 4nA$. Le potentiel nécessaire pour faire fonctionner le plus gros pixel est de 3,5 V, ce qui peut être obtenu à l'aide d'une résistance de $R = V / I = 875M\Omega$. Le dispositif devrait donc fonctionner avec des résistances entre 500 et 900M Ω . Ces résistances sont facilement disponibles commercialement (High-Resistors, 2000).

4.6 Un dispositif intégré massivement produit

Chaque année, seulement aux États-Unis, environ 10 000 personnes perdent un œil (Peter & Rubin, 1993). Une solution produite en série, qui s'adapterait aux besoins de plusieurs patients, serait avantageuse économiquement. La dimension minimale et maximale d'une pupille humaine est similaire pour tous les êtres humains considérant qu'ils n'ont aucune maladie de l'œil. La variation du diamètre de la pupille sous différentes illuminations est aussi similaire pour tous. La Figure 4-9 présente le design proposé d'un dispositif standard qui pourrait être intégré dans la plupart des prothèses oculaires.

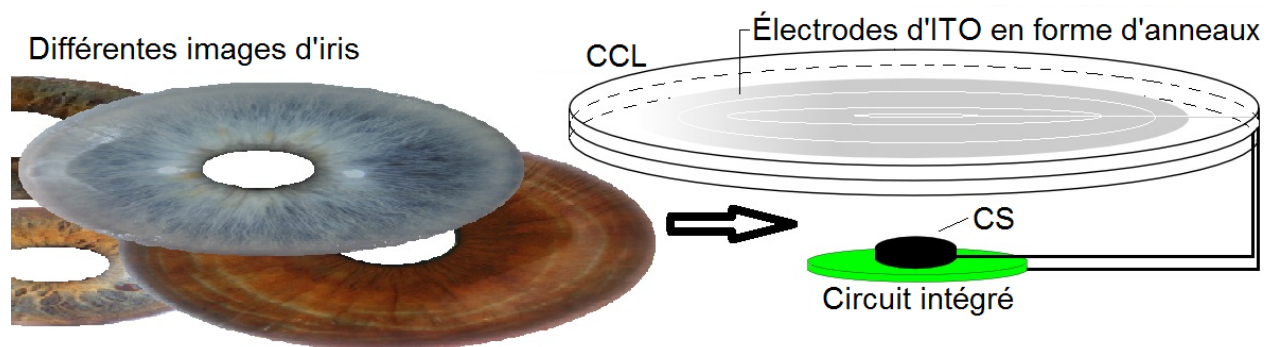


Figure 4-9 : *Design d'un dispositif standard d'un iris dynamique, pour une production en série. Adaptée de (Lapointe, Durette, et al., 2010).*

Le dispositif standard est composé d'une CCL circulaire, d'une CS à haut voltage et du circuit intégré. Les composants du circuit (diodes et résistances) doivent être choisis précisément pour bien représenter la variation moyenne de la pupille des patients (voir chapitre 6.3.2). Après la production en série, chaque dispositif peut être facilement ajusté pour s'adapter à la vraie pupille

du patient en utilisant une technologie bien connue : le “ laser trimming ” des résistances (Oakes, 1978). En taillant les résistances, leur résistance peut être ajusté et ainsi modifier la réaction du dispositif à la lumière, comme expliqué au chapitre 4.4. Choisir le nombre d’électrodes en formes d’anneau peut aussi modifier la graduation de l’ouverture de la pupille en fonction de la luminosité ambiante afin de procurer une apparence plus naturelle. Nous croyons que trois ou quatre anneaux devrait suffire pour obtenir une bonne apparence. Notons que le circuit intégré pourrait être directement fabriqué sur le dos de la CS. L’oculariste n’aurait qu’à insérer l’image de l’iris propre au patient dans ce dispositif et assembler la prothèse à l’aide des matériaux et processus de fabrication standard.

CHAPITRE 5 RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats expérimentaux obtenus au cours de cette maîtrise. Tout d'abord, une cellule à cristaux liquides (CCL) avec des électrodes en forme d'anneau, simulant une pupille, est présentée. Ensuite, une CCL ayant survécu aux processus de fabrication de la prothèse oculaire est démontrée, pour la première fois à notre connaissance. Toutes les étapes et paramètres expérimentés pour parvenir à ce résultat sont expliqués. Enfin, le circuit électronique passif a été fabriqué et testé avec une CCL et neuf cellules solaires interconnectées en série. La démonstration démontre le bon fonctionnement du circuit.

5.1 Pixels en forme d'anneaux simulant une pupille réelle

La Figure 5-1 présente une CCL faite à la main avec des électrodes en forme d'anneau. La Figure 5-1A simule la pupille lorsque la lumière ambiante est faible et la Figure 5-1C lorsque la lumière est intense. Une image d'iris sera installée derrière la CCL et la CS deviendra l'ouverture minimale de la pupille noire. Notons que dans les figures 5-1A et B, il n'y aura pas de polariseur au milieu de la CCL pour que la lumière ne soit pas bloquée et ainsi qu'elle atteigne la CS. Cette CCL, qui est une pupille ajustable fonctionnelle, a survécu à une cuisson de 120°C pendant une heure et demie mais n'a pas ensuite survécu à la procédure complète de fabrication de la prothèse oculaire.

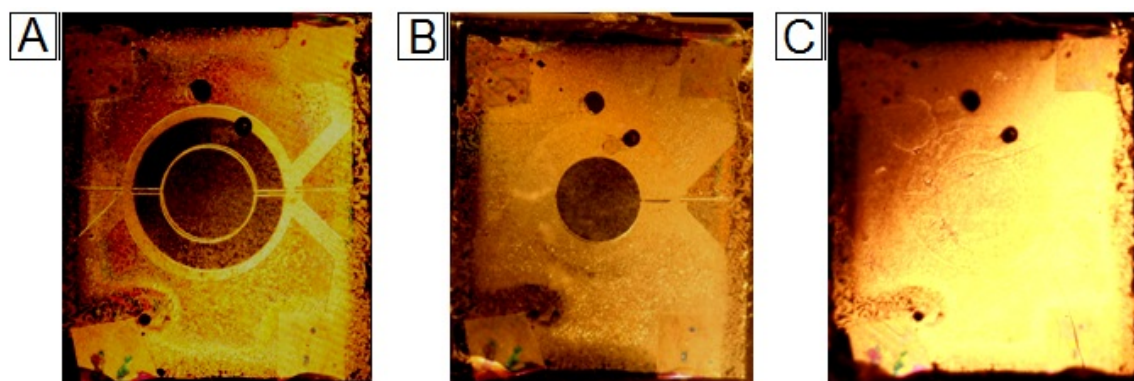


Figure 5-1 : CCL faite à la main avec électrodes en forme d'anneau.

Le fait que la CCL n'était pas bien isolée a généré des bulles d'air formant ces points noirs. Notons que la démarcation des électrodes ne sera pas visible sur le dispositif final puisqu'elles seront gravées par microfabrication à l'aide d'un masque adéquat. De plus, avec l'image de l'iris en place, les démarcations seront encore moins visibles. Notons aussi que cette CCL avait besoin d'un potentiel de 10 V pour fonctionner, à cause de la grande distance ($12\mu\text{m}$) entre les deux lames de verre. C'étaient les seuls séparateurs, visibles aux quatre coins de la figure, que nous possédions lors des premières fabrications de CCL et qui satisfaisaient l'épaisseur requise au fonctionnement de la CCL (voir équation 3.17 avec $m = 3$).

5.2 La première cellule à cristaux liquides survivant le processus de fabrication de la prothèse oculaire

Jusqu'à maintenant, quelques rapports ont présenté l'idée d'un écran à CL dans une prothèse oculaire, mais aucun résultat concluant n'a été avancé (Leuschner, 1992; Seekolaq & Leuschner, 1995). Le principal problème est le fait que les CCL ne survivent pas aux rudes étapes de fabrication de la prothèse oculaire. En fait, l'étape cruciale de la fabrication d'une prothèse oculaire est une cuisson à 120°C sous une pression de 300 kPa pendant une heure (le processus de fabrication complet est présenté au chapitre 2.2). Jusqu'à maintenant, à notre connaissance, aucune CCL n'a survécu à ce processus.

Pour tester les CCL sous cette haute température et pression, un grand nombre de CCL a été fabriqué dans nos laboratoires. Différents paramètres, tels les dimensions, les CL et les méthodes d'isolation des CL, ont été expérimentés pour tester la robustesse et le fonctionnement de la CCL après la procédure. Les CL choisis (MLC-6647 de la compagnie MERCK) pour notre application sont en forme de tige, en phase nématique et ont spécialement été choisis pour leur fonctionnement à haute température. Notons que puisque l'épaisseur de la cellule est de quelques micromètres, le volume de CL nécessaire à la fabrication du dispositif est minime ($< 0.5\mu\text{L}$) et son coût est donc très faible, comme c'est le cas pour la plupart des écrans à CL (Chandrasekhar, 1992; Collings & Hird, 1997; Lueder, 2001).

De plus, pour que la CCL résiste au processus, elle doit être isolée à l'aide de plusieurs minces couches de colle époxy (3 couches suffisent) afin qu'elles adhèrent et sèchent bien sur la surface

des lames de verre. La colle de marque Lepage fonctionne très bien même si elle jaunit légèrement lors de la cuisson. En fait, peu importe la couleur des rebords de la CCL, ceux-ci seront peints en blanc pour simuler le blanc d'œil afin que seule l'image de l'iris soit visible.

La dimension du dispositif est limitée par celle de la prothèse oculaire (voir chapitre 6.3.1). Le dispositif doit donc être conçu le plus petit possible pour pouvoir être intégré dans la plupart des prothèses. À cause de la haute pression du processus, les lames de verre minces courbent et forment des franges dans la CCL. Nous avons trouvé que des CCL de dimension $25 \times 25\text{mm}$, par exemple, nécessitent des lames de verre d'une épaisseur minimale de 1mm.

Ayant démontré ces exigences, une compagnie spécialisée devait être contactée pour fabriquer une CCL de qualité. En effet, comme le montre la Figure 5-1, les CCL faites à la main avaient des défauts et leur contraste n'était pas très bon dû à l'imprécision et l'irrégularité de la distance entre les deux lames de verre. Ces CCL n'étaient donc pas très convaincantes. La CCL choisie a été un modèle de chez *LC-TEC* (FOS- $25 \times 30\text{-TN-W}$), de dimension $25 \times 30\text{mm}$ avec une épaisseur totale de 2,4mm. La dimension ($25 \times 30\text{mm}$) a été choisie car c'est une grandeur standard chez *LC-TEC*, considérant que les CCL fabriquées sur mesure sont très dispendieuses.



Figure 5-2 : A : CCL seule. B : CCL qui a survécu au processus de fabrication de la prothèse oculaire, avec la CCL à l'état allumé. C : CCL à l'état éteint, montrant l'uniformité et le contraste.

Les Figure 5-2B et C démontrent, pour la première fois à notre connaissance, une CCL ayant survécue aux processus de fabrication de la prothèse oculaire. Le processus a été réalisé par l'oculariste Jean-François Durette. Le matériel englobant la CCL est celui qui compose la prothèse oculaire. La Figure 5-2A montre la CCL avant la procédure. On constate que la CCL,

après avoir subi le processus, ne perd pas de visibilité notable, malgré le polissage de mauvaise qualité. En comparant les Figure 5-2B et C, on constate l'uniformité et la qualité du contraste.

La Figure 5-3 montre quatre images d'iris avec différentes grosseurs de pupille à travers la CCL (voir Figure 5-2B) ayant survécu aux étapes de fabrication de la prothèse oculaire. Ceci serait le résultat final avec l'ajout des électrodes en forme d'anneau tel que montrées aux Figure 4-2 et 5-1.

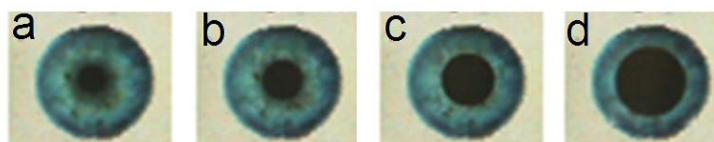


Figure 5-3 : Images d'iris à travers la CCL qui a survécu au processus de fabrication de la prothèse oculaire.

5.3 Démonstration du circuit passif

Pour démontrer le fonctionnement du circuit électronique passif schématisé aux Figure 4-6 et 4-7, le circuit est fabriqué et testé avec un écran à CL de montre conventionnelle. La Figure 5-4 montre le circuit alimenté par neuf CS interconnectées en séries, sous quatre luminosités ambiantes différentes, augmentant de gauche à droite. Quand la luminosité ambiante augmente, les pixels s'allument séquentiellement. Notons que sur cet écran à CL, les polariseurs sont croisés, donc bloquent la lumière lorsqu'un potentiel est appliqué. Sur le dispositif final, les polariseurs seront parallèles et le fond paraîtra donc noir au repos et des pixels en forme d'anneau deviendront transparents sous l'application d'un potentiel.



Figure 5-4 : Démonstration du circuit passif. La luminosité ambiante augmente de gauche à droite et chaque segment activé représente la diminution du diamètre de la pupille. Le dispositif est entièrement autoalimenté et autonome.

Les neuf CS interconnectées en séries proviennent d'un porte clés électrique. Sur le dispositif final, cette CS sera fabriquée sur mesure. Une démonstration théorique du fonctionnement de la CS est présentée au chapitre 4.5 et une discussion concernant le dispositif final est présentée au chapitre 6.3.4.

Un agrandissement du circuit électronique, visible en bas de chaque image, est présenté à la Figure 5-5. Le diamètre du circuit est inférieur à 8 mm et peut donc être caché sous l'image de l'iris qui possède un diamètre d'environ 13mm. Ce circuit fait à la main est passif, autoalimenté et autonome. Il est donc prêt à être intégré au dispositif final. Néanmoins, pour minimiser l'épaisseur du dispositif, le circuit devra être intégré dans un espace d'épaisseur minimale. La fabrication du circuit intégré au dos ou autour de la CS est envisagée.



Figure 5-5 : Photographie du circuit électronique passif dont le diamètre est moins de 8 mm.

CHAPITRE 6 DISCUSSION

Cette discussion permettra aux futurs impliqués dans ce projet de cerner les enjeux, certains problèmes possibles et les solutions envisagées afin de fabriquer un prototype fonctionnel. Différentes contraintes occasionnées par la résistance de la cellule à cristaux liquides (CCL), l'accumulation d'ions dans la CCL, les dimensions des électrodes et de la CCL, l'absorption des polariseurs et le nombre de CS en série, sont étudiés. Ensuite, une nouvelle configuration des électrodes, nécessitant aucun circuit électronique (seulement une CS) pour faire fonctionner le dispositif, est présentée et étudiée. De plus, l'idée d'introduire notre dispositif dans le marché des jouets est discutée. Enfin, une liste des étapes ultérieures à réaliser pour fabriquer le prototype final termine ce chapitre.

6.1 Résistance de la CCL

Comme expliqué au chapitre 4.5, puisque le courant acheminé par la petite CS est très mince, les résistances en parallèle avec les CCL doivent avoir une grande résistance de quelques centaines de mégohms. Cependant, la résistance de la CCL doit être supérieure à cette résistance en parallèle pour que le potentiel acheminé à la CCL ne soit pas diminué ($V = RI$).

La conductivité des CL, si bien purifiés, peut être moins de $\sigma = 10^{-19} \text{ ohm}^{-1} \text{ cm}^{-1}$, et si les CL ne sont pas purifiés, la conductivité varie entre $\sigma = 10^{-7}$ et $\sigma = 10^{-12} \text{ ohm}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ (Blinov & Chigrinov, 1994). La résistance d'un objet en fonction de sa dimension et sa conductivité est :

$$R = \frac{d}{\sigma A} \quad (6.1)$$

où d est la longueur dans la direction du courant et A la surface perpendiculaire au courant. Pour le cas d'une CCL, $d = 3 \mu\text{m}$ est la distance entre les lames de verre et A est la surface d'une électrode. L'électrode critique est la plus grande, dont la surface A est un peu moins que $0,25 \text{ cm}^2$. Utilisant ces valeurs et la conductivité de CL de mauvaise qualité, pour simuler le pire des cas, nous obtenons une résistance de $12 \text{ k}\Omega$. Ceci est une valeur trop petite. En utilisant la

conductivité de CL de moyenne qualité (pas bien purifiés), nous obtenons une résistance de 1,2G Ω . Cette valeur, qui est plus élevée que les résistances en parallèle, serait très acceptable pour notre dispositif. Avec des CL bien purifiés, la résistance de la CCL pourrait devenir un million de fois plus grande, ce qui serait parfait. Pour le dispositif final, il faudra simplement s'assurer que les CL insérés dans la CCL soient assez bien purifiés.

6.2 Accumulation d'ions

La plupart des dispositifs à CL utilise une source de courant alternatif (CA) pour éviter les effets négatifs causés par le courant de fuite. Un pixel d'un afficheur, une montre par exemple, peut être activé pendant plusieurs heures, voir plusieurs jours. Ces effets deviennent donc considérables et affectent directement le contraste de l'écran à CL. La Figure 6-1 explique la cause.

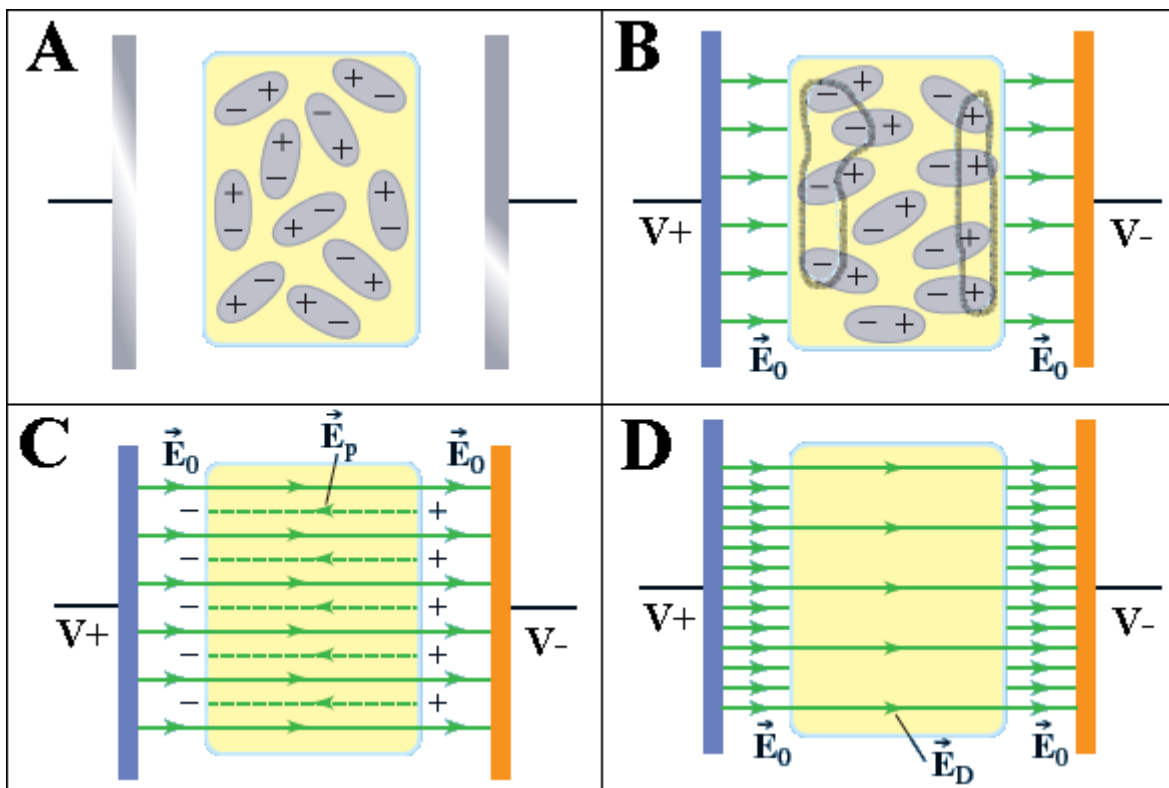


Figure 6-1 : Schéma explicatif de la diminution du champ électrique à l'intérieur d'une CCL lorsqu'une tension est appliquée pendant une longue période.

La Figure 6-1A schématise une CCL sans potentiel appliqué avec des ions et impuretés positionnés aléatoirement montrant que la cellule est globalement neutre. Lorsqu'un potentiel est appliqué, un champ électrique règne entre les deux électrodes ($E_0 = \Delta V/d$). Les ions se déplacent donc avec ce champ ($\vec{F} = q\vec{E}_0$, où q est la charge de l'ion). Ceci résulte en l'accumulation de charges de part et d'autre de la CCL, comme le montre la Figure 6-1B. Ces charges créent un champ électrique \vec{E}_p qui contre le champ initial \vec{E}_0 (voir Figure 6-1C). Finalement, comme le montre la Figure 6-1D, le champ électrique total \vec{E}_D que ressentent les CL est alors diminué, causant un désalignement des CL. Cette diminution de l'alignement des CL affecte évidemment la qualité du contraste de la CCL.

L'utilisation d'une source CA élimine cet effet puisque le champ électrique \vec{E}_0 change de sens fréquemment. Notre dispositif utilise une CS qui fournit un courant continu (CC). Heureusement, pour notre application, les pixels ne seront pas activés pendant plusieurs jours. En effet, lorsque le patient cligne des yeux et à chaque nuit, les pixels sont désactivés et les ions se repoussent. Le dispositif fabriqué (voir Figure 5-4) à tout de même été testé. Après quatre jours d'illumination constante, aucun changement notable n'est aperçu sur les pixels activés. Après 7 jours, une petite diminution du contraste est visible. Après 12 jours, la qualité du contraste n'est plus acceptable. L'utilisation de CL purifiés limite la quantité d'ions provoquant cet effet néfaste. L'utilisation de CL de qualité est donc primordiale.

6.3 Considération sur le dispositif final

6.3.1 Dimension du dispositif

L'épaisseur des prothèses oculaires fabriquées par l'oculariste Jean-François Durette, comme le montre la Figure 6-2, varie de 2 à 15mm. L'intégration du dispositif dans les prothèses épaisses ne cause aucun problème. Cependant, pour les prothèses dont l'épaisseur est moins de 4mm, l'intégration sera beaucoup plus complexe. De plus, d'après M. Durette et le chirurgien oculaire Patrick Boulos, les prothèses minces sont de plus en plus utilisées. En effet, les implants poreux

sphériques, comme le montre la Figure 2-5, sont de plus en plus populaires en chirurgie moderne, ce qui ne laisse plus beaucoup d'espace à la prothèse.

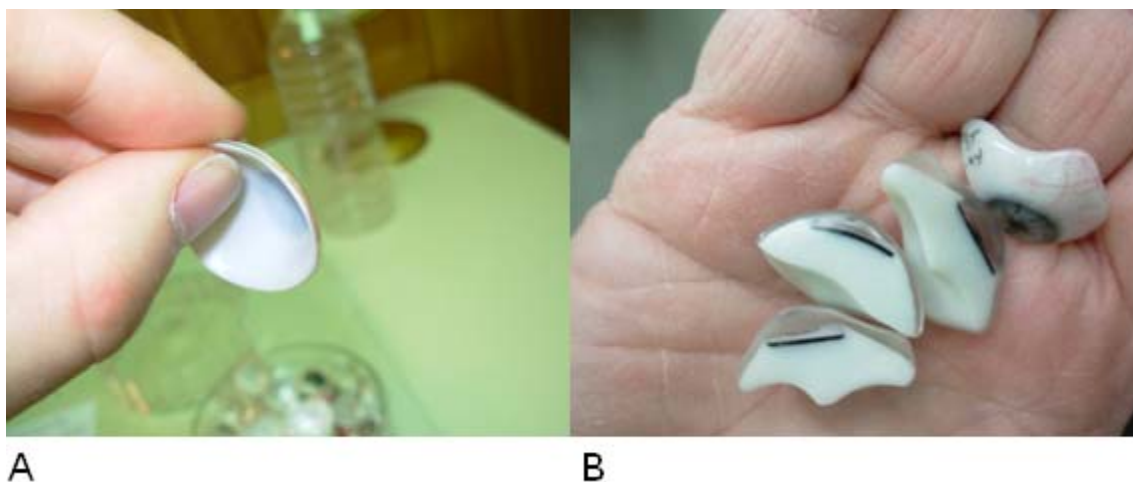


Figure 6-2 : A : Prothèse oculaire très mince. B : Section de prothèses oculaires épaisses.

Il est donc primordial de trouver des solutions pour diminuer l'épaisseur du dispositif. L'addition de l'épaisseur des composants fabriqués (CCL : 2,4 mm, circuit et CS : 1,5mm) donne environ 3,9mm. L'épaisseur de la CCL est limitée par les rudes conditions du processus de fabrication de la prothèse oculaire. Nous avons trouvé que des CCL de dimension 25×25 mm nécessitent des lames de verre d'une épaisseur minimale de 1mm. Cependant, la CCL finale sera circulaire et d'un diamètre de 13mm. Étant donné que la force est proportionnelle à la surface, l'épaisseur peut être réduite à moins de 0,25 fois. La CCL finale aurait une épaisseur d'environ 0,5mm. Puisque l'épaisseur de l'image de l'iris est celle d'une feuille de papier, que celle d'une CS est moins de 0,5mm et que le circuit pourrait être fabriqué autour de la CS, l'épaisseur totale du dispositif devrait être moins de 1,5mm.

Même si l'on réussit à fabriquer un dispositif plus mince que l'épaisseur des plus petites prothèses, un autre problème entre en jeu : la courbature de la prothèse. En effet, comme le montre la Figure 6-3A, à cause de la forme arrondie de la prothèse, les coins supérieurs du dispositif franchiront les bordures de la prothèse. Cette contrainte pourra être surmontée en utilisant des lames de verre légèrement courbées, possédant exactement le même rayon de

courbure que celui de la prothèse, comme le montre la Figure 6-3B. Cependant, la fabrication de CCL avec ces lames courbées entraînera peut-être de nouveaux problèmes.

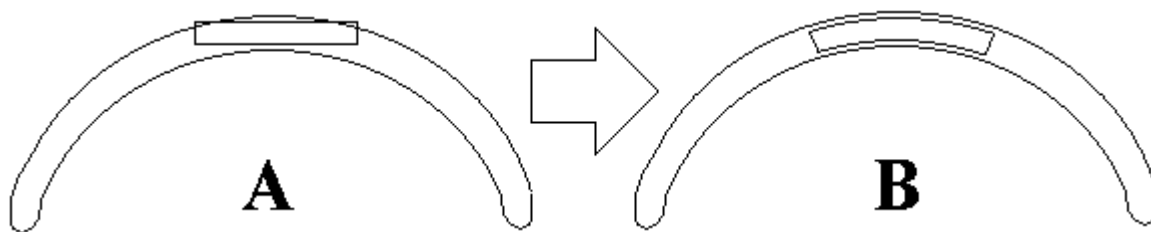


Figure 6-3 : *Limitation créée par la courbature de la prothèse oculaire mince.*

6.3.2 Diamètre des électrodes

La meilleure relation entre le diamètre de la pupille humaine et l'intensité de la lumière incidente est (Groot & Gebhard, 1952) :

$$\log D = 0.8558 - 0.000401(\log B + 8.1)^3 \quad (6.1)$$

où D est le diamètre de la pupille en millimètres et B est la luminance du champ visuel en millilamberts. Dans le cas d'un dispositif fabriqué en série (voir chapitre 4.6), cette équation pourrait être utilisée pour déterminer la valeur des diamètres intérieur et extérieur de chacun des pixels en forme d'anneau.

Cependant, certains facteurs comme l'âge, la couleur de l'œil, les amétropies et les conditions pathologiques, affectent la dimension de la pupille (Groot & Gebhard, 1952). Pour les cas isolés dont la variation de la pupille ne suit pas la moyenne, l'œil du patient sera photographié sous différentes intensités de lumière et les électrodes de la CCL seront gravées selon les besoins du patient.

Notons aussi qu'une vraie pupille n'est jamais parfaitement circulaire. Les électrodes d'ITO pourront donc être gravées d'une façon quelque peu irrégulière afin de donner une apparence la plus naturelle possible.

6.3.3 Ajustement des polariseurs

Les polariseurs utilisés dans la CCL absorbent un pourcentage significatif de la lumière incidente. Par exemple, l'image de l'iris à la Figure 5-3 est initialement plus claire. Malgré la diminution de la lumière transmise, la qualité et la visibilité de l'image demeurent excellentes. Cependant, il ne faut pas seulement que l'image soit belle, il faut aussi qu'elle soit similaire à l'iris en santé. Il est certain qu'il serait très difficile de fabriquer une CCL avec une image semblable à un iris très pâle. La Figure 6-4 présente ce cas critique.

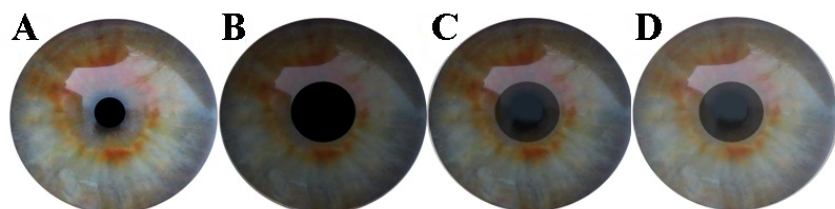


Figure 6-4 : *A : Photographie d'un iris pâle sous une luminosité ambiante intense. B : Même image d'iris avec un polariseur dont la transmission est de 50%. C : Transmission de 70%. D : Transmission aussi de 70% mais avec une image 20% plus pâle.*

La Figure 6-4A est l'image d'un iris pâle réel sous une luminosité ambiante intense. L'objectif est de faire une image similaire avec des polariseurs. Les Figure 6-4B, C et D sont des tests. Dans ces images, un pixel en forme d'anneau est ajouté pour que la qualité de simulation de la pupille grandissante soit vérifiée. La Figure 6-4B est la même image que celle en A, mais avec un polariseur possédant une transmission de 50%. Même si le noir de la pupille grandissante est parfait, la différence entre les deux images est nette et inacceptable. La Figure 6-4C est toujours la même image qu'en A, mais sous un polariseur avec une transmission de 70%. Le noir de la pupille est encore très acceptable, mais l'image est toujours trop sombre. Finalement, la Figure 6-4D est aussi sous un polariseur avec une transmission de 70%, mais utilise une image 20% plus pâle. Le résultat devient plus près du vrai iris, mais la démarcation entre la plus petite dimension de la pupille (qui est la SC) et le pixel en anneau devient tout juste notable. Cette aberration peut être améliorée en enlevant le polariseur devant la SC puisqu'à cet endroit la CCL n'a pas besoin de fonctionner.

Pour mieux comparer leur ressemblance, les Figure 6-4A et D sont placées sur un visage à la Figure 6-5. La pupille de la Figure 6-4A a été agrandie pour bien comparer. En regardant la

figure de loin, c'est peut-être acceptable, mais de près, la pupille ne possède peut-être pas un noir assez réel. Le patient devra décider s'il préfère un iris avec une belle image, mais possédant une pupille fixe ou diminuer la ressemblance pour obtenir une pupille variable.



Figure 6-5 : *Comparaison du dispositif simulé avec un iris pâle.*

Heureusement, un œil foncé, qui est le plus commun au monde, (Eiberg & Mohr, 1996) serait relativement facile à réaliser en utilisant une image plus pâle sous la CCL. Peu importe l'iris, les polariseurs possédant une transmission supérieure à 35% seront nécessaires pour obtenir un bon contraste. Enfin, les polariseurs doivent être choisis de manière appropriée en fonction de la couleur de l'iris.

6.3.4 Disposition et nombre de CS en série

Comme l'explique le chapitre 4.5, la CS doit être sectionnée en plusieurs pièces interconnectées en série. Cependant, chacune de ces pièces doit absorber la même quantité de lumière et donc posséder une même surface d'exposition. En effet, puisque les CS sont en série, chacune d'elles doit être traversée par le même courant. S'il y avait des CS de différentes grandeurs, le courant serait limité à celui généré par la plus petite. De plus, contrairement à la Figure 4-8, la dimension totale de la CS doit être de forme circulaire pour simuler la pupille. La Figure 6-6 montre la disposition proposée des CS interconnectées.

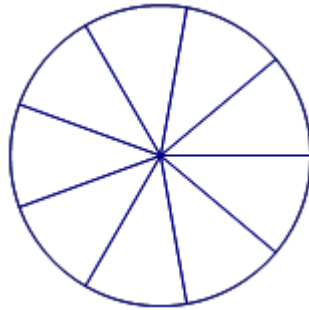


Figure 6-6 : *Disposition des CS proposée.*

De plus, le nombre (9) de CS utilisé dans le dispositif fonctionne mais n'est peut-être pas optimisé pour le dispositif final. Des tests pourront être réalisés lors de sa fabrication. Néanmoins, suivant les mêmes calculs qu'au chapitre 4.5, les limites de courant, de potentiel, de résistance de la CCL et la résolution de la microfabrication (diminuant la surface d'illumination avec l'augmentation du nombre de CS) nécessitent que ce nombre soit compris entre 7 et 20.

6.4 Configuration alternative des électrodes

Une configuration très intéressante à étudier est celle où la distance entre les deux électrodes augmente vers le centre de la CCL. La Figure 6-7 présente cette configuration. L'électrode du bas est simplement la lame de verre avec un revêtement d'ITO. Un des avantages de cette configuration est qu'aucun anneau ne doit être gravé, permettant ainsi d'éviter les étapes de photolithographie et le coût dispendieux d'un masque de précision. La lame de verre du dessus est en fait deux morceaux. Pour le morceau du bas (1), la surface en contact avec les CL doit être parallèle à la lame de verre inférieure afin de satisfaire l'équation (3.17). L'épaisseur du morceau du bas (1) doit diminuer avec le rayon. Un revêtement d'ITO est ensuite déposé. Le morceau du dessus (2) doit épouser parfaitement la surface du morceau du bas (1).

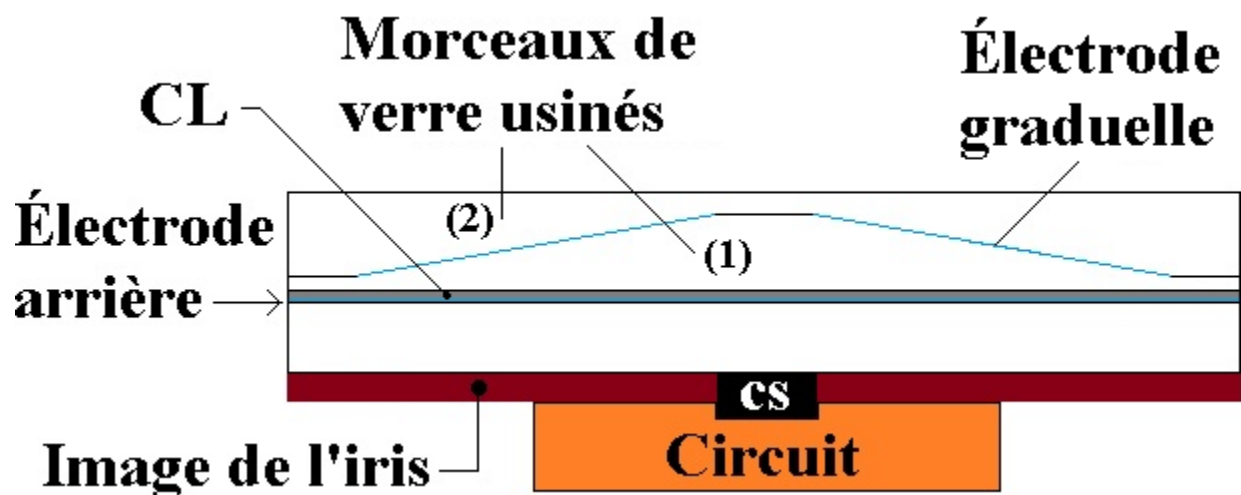


Figure 6-7 : Configuration des électrodes où la distance entre les deux électrodes augmente vers le centre.

Le fonctionnement de cette configuration est simple. Le potentiel nécessaire pour activer un pixel est fonction de la distance entre les électrodes ($V = E_{\min} d$, où E_{\min} est le champ électrique nécessaire pour aligner les CL). Il faut donc un potentiel plus élevé (plus de lumière) pour activer la région près du centre de la CCL. Étant donné que la distance entre les électrodes est graduelle, le diamètre de la pupille changera graduellement avec la variation de la luminosité ambiante.

À priori, cette configuration a l'avantage de nécessiter aucune diode ni résistance. La CS pourrait directement être reliée à la CCL. Seule la variation de la distance entre les électrodes pourrait être modifiée pour simuler adéquatement la pupille d'un patient. L'absence du circuit électronique ainsi que la possibilité d'introduire la CS dans la lame de verre inférieure permettraient de diminuer l'épaisseur du dispositif. De plus, la variation plus graduelle du diamètre de la pupille engendrerait probablement un effet encore plus naturel.

Cependant, la fabrication de la lame de verre est plus complexe. L'étude de la méthode de fabrication devra être réalisée sérieusement. En fait, cette configuration de lame de verre serait sûrement plus vulnérable face aux processus de fabrication de la prothèse oculaire. L'interface entre les deux morceaux de verre (1) et (2) devra être très solide pour éviter la flexion de la lame.

6.5 Introduction du dispositif dans le marché des jouets

Le marché annuel des poupées représente une somme d'argent de plusieurs milliards de dollars (HighbeamBusiness, 2010). Notre dispositif pourrait être facilement intégré à ce marché, donnant une apparence plus vivante aux poupées. L'intégration du dispositif dans les jouets serait moins difficile que dans les prothèses oculaires puisque l'épaisseur serait beaucoup moins limitée. Les humanoïdes et les robots animaux seraient aussi un champ d'intégration intéressant à long terme, le marché étant à ses débuts. La production en série du dispositif pourrait devenir énorme et le prix unitaire serait grandement diminué, au profit des prothèses oculaires. Notons qu'une batterie pourrait être installée dans le jouet, évitant ainsi l'utilisation de la CS complexe et plus dispendieuse. Une simple CS standard pourrait faire fonctionner le système.

6.6 Sommaire du chapitre et réalisations futures

Certains enjeux et problèmes prévisibles ont été discutés dans ce chapitre et plusieurs solutions envisageables ont été exposées. Tout d'abord, les CL utilisés dans le dispositif final doivent être relativement bien purifiés afin d'obtenir une conductivité maximale de $\sigma = 10^{-12} \text{ ohm}^{-1} \text{ cm}^{-1}$. Cette faible conductivité permet à la CCL de posséder une résistance assez élevée pour obtenir le potentiel nécessaire à son fonctionnement. Elle permet aussi de limiter l'accumulation d'ions de part et d'autre de la cellule, évitant ainsi d'engendrer un contre champ électrique qui affecte le bon alignement des molécules de CL.

L'utilisation de plus en plus fréquente de prothèses oculaires très minces ($< 4 \text{ mm}$) nous oblige à rechercher des façons pour minimiser l'épaisseur du dispositif. La fabrication du circuit électronique à l'endos ou autour de la CS et la courbature du dispositif sont des moyens envisagés. De plus, une disposition des CS pour utiliser efficacement la forme circulaire de l'ouverture minimale de la pupille est proposée. Cependant, même si le dispositif fabriqué fonctionne bien avec ses neuf CS interconnectées en série, ce nombre de CS n'est peut-être pas optimisé pour le dispositif final. Dans le cas où le dispositif final ne fonctionnerait pas bien, il serait avantageux de tester d'autres nombres de CS compris entre 7 et 20.

Le fait que les polariseurs coupent une portion considérable de la lumière incidente assombrit l'image de l'iris installée à l'arrière de la CCL. Lorsque l'iris du patient est foncé, le problème peut être facilement contourné en jouant avec la transmission des polariseurs et la coloration de l'image. D'un autre côté, avec un iris pâle, la ressemblance des iris est très difficile à atteindre. Pour ce cas, le patient devra décider s'il préfère un iris avec une belle image, mais possédant une pupille fixe ou diminuer la ressemblance pour obtenir une pupille variable.

Maintenant qu'un brevet provisoire a été soumis aux États-Unis, (Lapointe, Kashyap, et al., 2010) une demande de subvention au CRSNG, programme *Idea to Innovation* (I2I), a été réalisée pour acheter les composants du dispositif et rémunérer un étudiant au doctorat. Les sous-sections suivantes décrivent plusieurs étapes futures pour guider l'étudiant afin de produire un prototype fonctionnel. Notons que la configuration alternative des électrodes mentionnée au chapitre 6.4 devra aussi être expérimentée puisqu'elle est très prometteuse.

6.6.1 Étapes futures pour la fabrication de la CCL finale

Tout d'abord, l'étudiant devra concevoir les électrodes en forme d'anneau. Le nombre (3 ou 4) et la largeur de chaque anneau devront être choisis afin de mieux représenter la variation moyenne de la pupille des êtres humains. Il faudra contacter la compagnie *LC-TEC* (ou autre compagnie spécialisée dans les CCL sur mesure) afin de fabriquer plusieurs CCL avec des CL bien purifiés. Tout d'abord, sans les électrodes en forme d'anneau pour minimiser les coûts, il faudra faire fabriquer plusieurs CCL circulaires de 13mm de diamètre avec des lames de verre de différentes épaisseurs, entre environ 0,1mm et 0,6mm, afin de trouver l'épaisseur minimale qui survit aux processus de fabrication de la prothèse oculaire. Notons qu'il serait peut-être envisageable de faire une CCL de 14 ou 15mm de diamètre pour éviter les imperfections des rebords. L'étudiant devra ensuite étudier la possibilité d'utiliser des lames de verre légèrement courbées pour que la CCL puisse être intégrée aux plus petites prothèses. Enfin, des CCL finales avec les dimensions et électrodes optimisées seront fabriquées afin d'être testées avec les autres composants.

Une étude de la transmission des polariseurs devra aussi être réalisée en collaboration avec *LC-TEC* puisque la compagnie les inclut dans la fabrication. La transmission de ceux-ci ne sera pas choisie en fonction de la moyenne des gens. Comme l'addition des polariseurs se fait facilement

après la fabrication des CCL, chaque transmission des polariseurs sera sélectionnée pour chaque couleur d'iris.

6.6.2 Étapes futures pour la fabrication de la CS finale

La fabrication sur mesure de la CS se fera en collaboration avec *CMC Électronique*, une compagnie spécialisée en conception et fabrication de dispositifs électroniques. *CMC Électronique* possède un large réseau de contacts dans l'industrie de l'électronique, ce qui nous permettra d'avoir accès aux meilleurs équipements du monde. La CS à haut voltage initiale aura une forme circulaire de 3mm de diamètre et sera faite en neuf morceaux en pointes de tarte. Plusieurs de ces CS seront fabriquées pour être testées seules sous les conditions du processus de fabrication de la prothèse et avec le circuit électronique. Si le potentiel acheminé à la CCL n'est pas adéquat, plusieurs CS avec différents nombres de CS en pointes de tarte pourront être fabriquées et testées à nouveau. En fait, les optimisations de la CS et du circuit électronique devront être réalisées en parallèle puisque leurs fonctionnements sont dépendants.

6.6.3 Étapes futures pour la fabrication du circuit électronique final

La fabrication du circuit électronique se fera aussi en collaboration avec *CMC Électronique*. L'étudiant devra concevoir le circuit : choisir les diodes et les résistances pour simuler de façon adéquate la variation du diamètre de la pupille, et positionner les composants pour minimiser l'espace utilisé. L'optimisation du circuit sera réalisée à l'aide d'une CCL et de la CS fabriquée sur mesure. Pour chaque résistance, trois seront fabriquées en parallèle pour nous permettre de choisir la meilleure des trois et ainsi d'éviter les erreurs de fabrication. Une fois optimisé, le circuit sera testé seul sous les conditions de la fabrication de la prothèse. Nous avons déjà démontré qu'un circuit complexe de contrôle de CCL survit à une cuisson de 130°C pendant une heure et demie. Notre circuit passif, qui est beaucoup plus simple, ne devrait donc pas avoir de problème. Le circuit sera fabriqué initialement seul, mais dans le produit final, la fabrication du circuit sur le dos ou le contour de la CS est envisageable afin de minimiser l'espace utilisé et de faciliter la fabrication en série.

6.6.4 Étapes futures pour l'intégration de tous les composants

Une fois que tous les composants seront testés et optimisés, l'étudiant devra intégrer les trois composants dans un seul dispositif pour vérifier son fonctionnement et lui donner une allure naturelle. Tout d'abord, les connections entre la CCL et le circuit électronique ne doivent pas être visibles. Pour se faire, trois solutions seront tentées : peindre les connections en blanc, simulant le blanc de l'œil, ou en rouge pour simuler les vaisseaux sanguins, ou finalement de déposer des connections en ITO jusqu'à la surface inférieure de la CCL et connecter de petits fils qui passeraient à travers de minuscules trous dans l'image de l'iris. Une fois sous l'iris, tous les connecteurs et composants sont cachés par l'image. Finalement, le dispositif complet sera soumis aux étapes de fabrication de la prothèse oculaire et optimisé. Cette dernière étape sera réalisée plusieurs fois au besoin, par l'oculariste Jean-François Durette et l'étudiant, pour atteindre l'objectif ultime : fabriquer un prototype de la prothèse oculaire dynamique. Les prototypes seront alors testés sur des patients sous la supervision du Dr Patrick Boulos. L'étudiant devra finalement entrer en contact avec des compagnies de jouets afin de tenter de percer ce marché et envisager une production en série.

CHAPITRE 7 AUTRES TESTS ET APPLICATIONS

Constatant la qualité de l'encapsulation de la CCL, faite d'un mélange de PMMA/MMA (voir la procédure au chapitre 2.2 et le résultat aux Figure 5-2B et C), des tests optiques et mécanique ont été réalisés afin de pouvoir cerner d'autres applications possibles. Les résultats de ces tests ainsi que les applications envisagées sont présentés dans ce chapitre.

7.1 Tests mécaniques

7.1.1 Test d'indentation

Une comparaison d'indentation a été réalisée entre notre CCL fait de PMMA/MMA et une lame de verre. Un *CMS Micro-Scratch tester* avec une pointe *Vickers* a été utilisé pour appliquer une charge de 2,5 N sur les échantillons. La mesure de dureté *Vickers* sur le mélange de PMMA/MMA a donné 1,5 GPa avec aucune fissure, comme le démontre la Figure 7-1A. La mesure sur la lame de verre a donné une mesure de dureté de 6 GPa avec la propagation de fissures, comme le démontre la Figure 7-1B. Ceci prouve que l'encapsulation de la CCL avec le mélange de PMMA/MMA procure une résistance aux chocs et impacts largement supérieure.

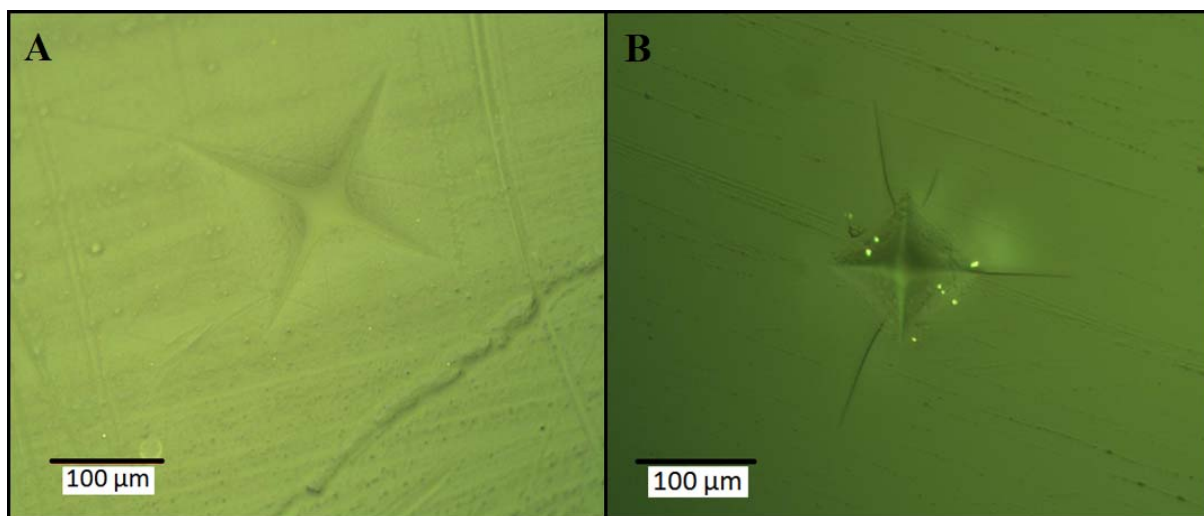


Figure 7-1 : Indentation à 2,5 N dans A : le mélange de PMMA/MMA et B : une lame de verre.

7.1.2 Test d'usure

Un test d'usure avec un *Pin-On-Disk Tester*, utilisant une boule d'aluminium d'un diamètre de 0,25 pouce, a été réalisé sur la CCL encapsulée (mélange de PMMA/MMA) et sur une lame de verre. La Figure 7-2 présente le profil de la fente créée par l'usure, mesuré à l'aide d'un profilomètre *Dektak*. Le mélange de PMMA/MMA a seulement été gravé d'une profondeur de 500 nm tandis que la lame de verre a souffert d'une usure de plus de 6 µm de profondeur. Le test d'usure a été réalisé suivant le standard G-99 05 (ASTM, 2010).

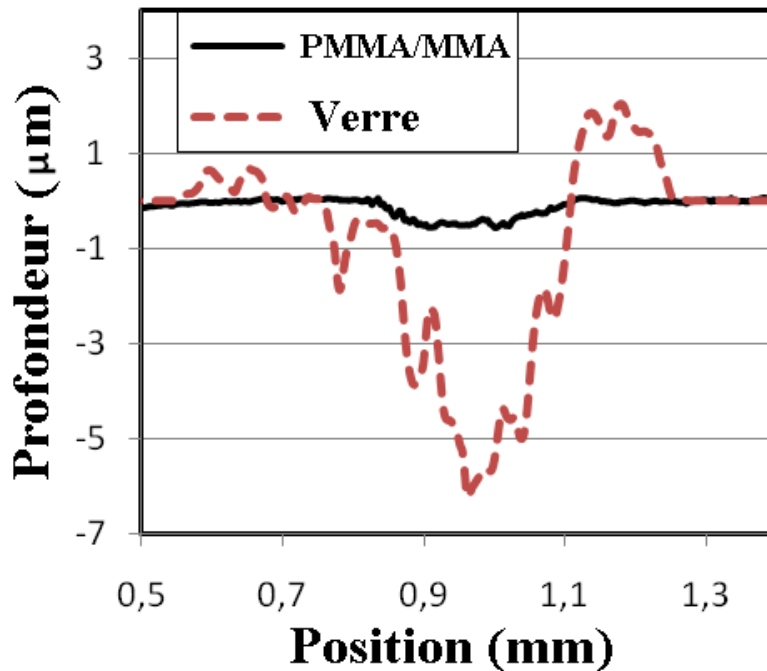


Figure 7-2 : Test d'usure sur le mélange de PMMA/MMA et sur une lame de verre.

Il y a beaucoup de définitions du coefficient d'usure K (Archard, 1953; ASM, 1992; Chandler, 1999; Yang, 2005). Néanmoins, une équation classique et simple, utilisant la perte volumique de l'échantillon (le plus important paramètre du coefficient d'usure), est donnée par :

$$K = \frac{V}{PL} \quad (7.1)$$

où V est la perte volumique de matériel, $P = 2,5$ N est la charge appliquée perpendiculairement à la surface et L est la distance de glissement parcourue. La durée d'usure était de 5000 tours à 70

rpm. Avec un rayon de glissement de 3,25 mm, la distance de glissement L était de 102,1 m. Considérant les données utilisées pour la Figure 7-2, la perte volumique du mélange de PMMA/MMA est de $0,00198 \text{ mm}^3$ et pour le verre : $0,0207 \text{ mm}^3$. Le coefficient d'usure pour le PMMA/MMA est alors $K_{\text{PMMA/MMA}} = 7,76 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ et pour le verre $K_{\text{Verre}} = 81,1 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$. Le coefficient d'usure du mélange de PMMA/MMA est donc moins du dixième de celui du verre. Ceci signifie que le PMMA/MMA est plus résistant à l'usure que le verre et qu'il est beaucoup plus adéquat pour protéger une CCL déjà encapsulée avec du verre.

7.2 Test optique

La Figure 7-2 présente le spectre de transmission de la CCL seule (ligne pointillée noire) et de la même CCL, mais encapsulée avec un mélange de PMMA/MMA (ligne pleine verte). Dans la région du visible, où la CCL fonctionne, l'encapsulation réduit la transmission de 2 à 10%, ce qui est relativement bon en considérant que la CCL encapsulée a été grossièrement polie à la main (voir Figure 5-2B et C), et que l'encapsulation ne possède aucun revêtement anti-réflexion comme la CCL seule.

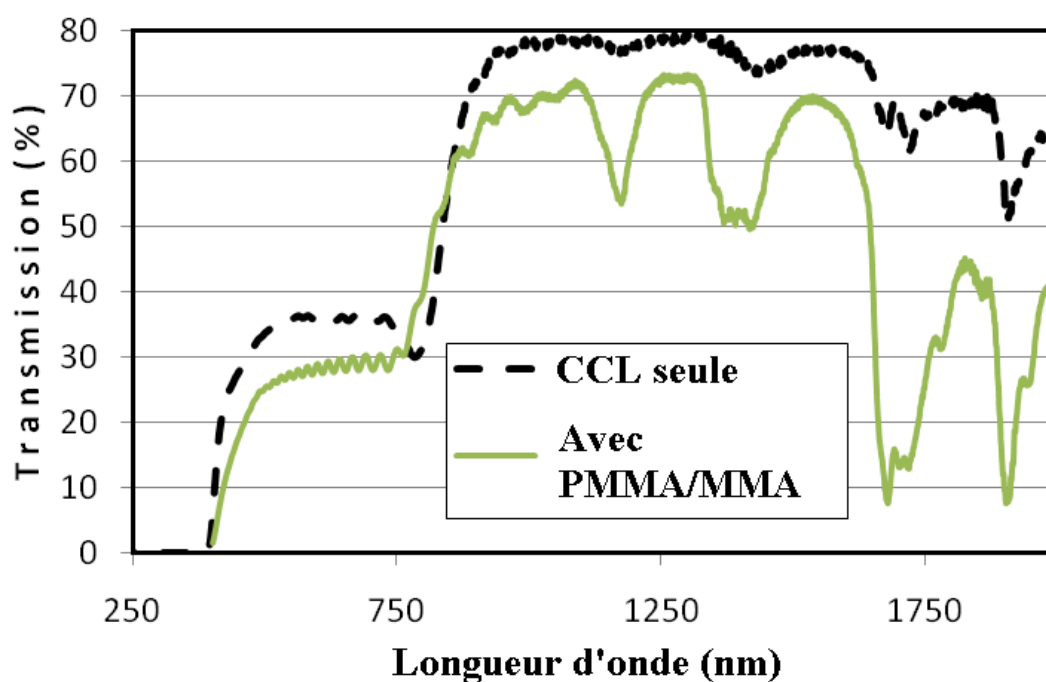


Figure 7-3 : Spectre de transmission d'une CCL seule et de la CCL encapsulée avec un mélange de PMMA/MMA.

La Figure 7-2 montre qu'il y a beaucoup de perte en transmission près de la longueur d'onde 1170 nm, entre 1365 et 1430, au-dessus de 1650 nm et en particulier près de 1680 nm et 1905 nm. Par contre, pour les applications dans la fenêtre des communications, près de 1550 nm, la transmission ne serait pas sévèrement affectée puisque les pertes sont d'environ 7% (-0,4 dB). Notons que la transmission est très bonne dans l'infrarouge près du visible. Ceci peut être expliqué par l'excitation de modes de vibration des liens C-H (*C-H stretch overtones*) dans le PMMA qui peut faire augmenter la longueur d'onde et ainsi augmenter sa transmission. Les ondulations particulièrement remarquables dans la région du visible sont générées par l'interférence du Fabry-Pérot créées par les deux lames de verre. Notons que l'indice de réfraction du PMMA est de 1,49 (Bilenberg, Nielsen, Clausen, & Kristensen, 2004).

7.3 Applications envisageables

Grâce à l'amélioration des propriétés mécaniques, l'encapsulation en PMMA/MMA pourrait permettre une utilisation plus adéquate des écrans à CL où les conditions sont extrêmes. Par exemple, les miroirs et phares de voitures (possédant un système à CL pour moduler l'intensité) afin de résister aux chocs des roches bondissantes. Les industries où les écrans à CL sont soumis à de rudes conditions d'usure, les applications dans les profondeurs marines, l'industrie de la construction et les panneaux de signalisation et publicitaire à CL pourraient bénéficier de cette encapsulation.

Finalement, nous avons noté qu'il est possible d'écrire des guides d'ondes et des composants optiques dans le PMMA par irradiation laser femtoseconde (Baum et al., 2007; Mendonca et al., 2008; Sowa, Watanabe, Tamaki, Nishii, & Itoh, 2006). Il serait alors possible d'écrire des dispositifs photoniques directement dans l'encapsulation de la CCL et de moduler la lumière dans le dispositif intégré, sous d'extrêmes conditions.

CHAPITRE 8 UN SYSTÈME ALTERNATIF UTILISANT DES MICROMIROIRS

La nouvelle idée propose d'utiliser la technologie des systèmes microélectromécaniques (MEMS). Un ensemble de micromiroirs teintés serait utilisé pour réfléchir la lumière entrante dans la prothèse oculaire. Ce système, contrairement aux CCL, aurait l'avantage d'éviter l'utilisation de polariseurs qui assombrissent l'image de l'iris. Ce chapitre explique initialement le principe de fonctionnement de ce système. Ensuite, quelques résultats préliminaires sont présentés pour terminer avec une discussion.

8.1 Principe de fonctionnement

Les micromiroirs sont des miroirs de quelques micromètres de côté dont l'orientation est modifiée à l'aide d'un potentiel appliqué sur les électrodes de part et d'autre du miroir. Sur la Figure 8-1, ces électrodes sont dénotées par la lettre (A). Lorsqu'un potentiel est appliqué, le micromiroir (D) est attiré vers une des électrodes sans la toucher puisque sa rotation est limitée par le bloqueur (C). Les tiges (B) se tordent lors de la rotation et soutiennent dans le vide le bloqueur (C) et le micromiroir (D).

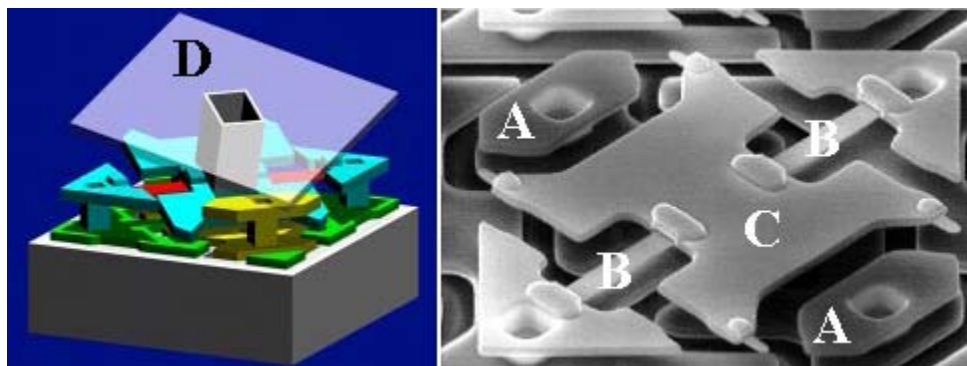


Figure 8-1: *Principe de fonctionnement des micromiroirs. Adaptée de (TexasInstrument, 2010).*

Plusieurs projecteurs fonctionnent avec des micromiroirs. La Figure 8-2 schématise le fonctionnement général de cette projection. La lumière incidente sur l'ensemble des micromiroirs

est un tiers du temps rouge, un tiers du temps vert et l'autre tiers bleu. La fréquence de la variation de couleur doit être la plus rapide possible pour augmenter la qualité de l'image. La variation de la couleur est principalement réalisée de deux façons : soit à l'aide d'une lumière blanche qui traverse une roulette possédant des filtres de couleurs, comme le montre la Figure 8-2, ou soit en utilisant trois lumières de différentes couleurs (rouge, vert et bleu) qui s'allument à tour de rôle.

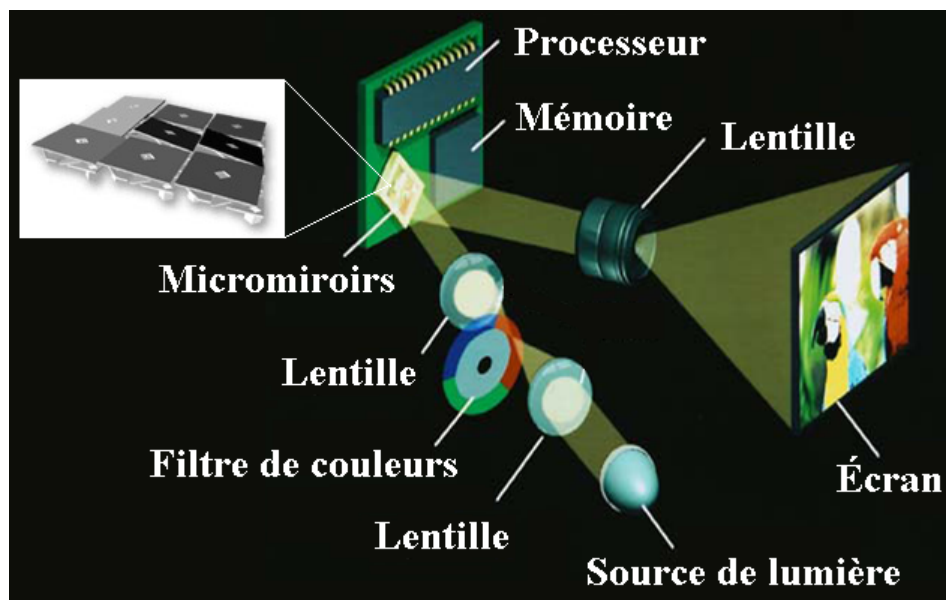


Figure 8-2 : *Principe de fonctionnement d'un projecteur à micromiroirs. Adaptée de (TexasInstrument, 2010).*

Lorsque la lumière rouge est incidente vers l'ensemble des micromiroirs, chacun d'eux s'oriente (voir en haut à gauche de la figure) pour que seulement les parties de l'image possédant du rouge reçoivent cette lumière. La même chose survient pour le vert et le bleu. Les images (rouge, vert et bleu) sont superposées avec une grande vitesse de défilement pour former l'image ou la vidéo.

Le principe de notre dispositif utilisé dans la prothèse oculaire serait le même sauf qu'au lieu d'utiliser une roulette avec différents filtres ou des lumières de différentes couleurs, celui-ci utiliserait la lumière ambiante pour former l'image désirée. De plus, l'électronique à l'arrière des micromiroirs serait beaucoup moins complexe. Premièrement, notre dispositif n'aurait pas besoin de système de synchronisation entre l'activation des couleurs incidentes et l'orientation des micromiroirs. En fait, seulement le circuit électrique développé dans le cadre de cette maîtrise

(voir les chapitres 4.4 et 5.3) serait nécessaire pour faire fonctionner le dispositif. Le processeur et la mémoire présents sur la Figure 8-2 ne seraient donc pas nécessaires. De plus, l'image de l'iris serait directement imprimée sur l'ensemble des micromiroirs. L'ensemble des micromiroirs reflèterait l'image de l'iris ou rien lorsque la pupille se dilate.

8.2 Résultats préliminaires

8.2.1 Contrôle des micromiroirs

La Figure 8-3 présente le “ picoprojecteur ” que le laboratoire s’est procuré afin d’avoir accès aux micromiroirs. Ce mini projecteur, élaboré par *Texas Instrument*, est fabriqué le plus petit possible ($68 \times 45 \times 14$ mm). On peut apercevoir trois diodes électroluminescentes (DEL) à gauche, l'ensemble des micromiroirs dans la cellule noire pointée par le crayon, le système de contrôle à l'arrière et la lentille pour projeter la lumière à l'avant.



Figure 8-3 : *Un mini projecteur utilisant des micromiroirs*

Afin de pouvoir contrôler les micromiroirs individuellement, nous nous sommes procurés un *Beagleboard* (mini ordinateur), montré à la Figure 8-4. L'installation du système d'exploitation *Linux* sur le *Beagleboard* et la programmation afin de contrôler les micromiroirs n'étaient pas instinctives (cette étape a duré quatre semaines).



Figure 8-4 : *Le mini ordinateur Beagleboard servant à contrôler les micromiroirs*

La Figure 8-5 montre le “ picoprojecteur ” en marche. On peut apercevoir, à droite, l’image d’un iris provenant des DEL rouge et verte. Le temps d’exposition de la photographie étant court, seulement deux des trois DEL étaient allumées. Notons qu’au milieu de l’ensemble des micromiroirs, il n’y aurait pas de micromiroirs mais une cellule solaire de la dimension de l’ouverture minimale de la pupille, semblable à celle présentée au chapitre 4.5.

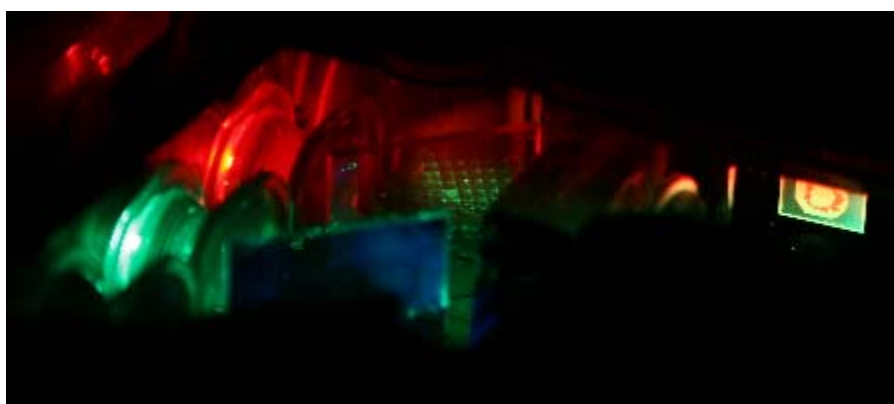


Figure 8-5 : *Image d’iris sur les micromiroirs*

8.2.2 Ouverture du boîtier protégeant les micromiroirs

Une fois la cellule démontée du “ picoprojecteur ”, montrée à la Figure 8-6A, une méthode pour atteindre les micromiroirs devait être élaborée. Cependant, voulant peut-être protéger leur technologie, le boîtier est composé de céramique, de verre et d’un époxy spécial rendant les micromiroirs presque inatteignables. Avec l’aide de plusieurs techniciens, plusieurs méthodes ont été essayées. Même le chauffage à haute température, à l’aide d’un chalumeau utilisé pour la soudure, n’a pas affecté le boîtier. Évidemment, plusieurs méthodes pour percer le boîtier auraient été efficaces, mais inadéquates à cause de la fragilité des micromiroirs. Par exemple, le découpage du verre par laser aurait bombardé les micromiroirs de débris de verre. De plus, l’idée de fabriquer nous-mêmes les micromiroirs n’était pas envisageable puisque nous ne possédions pas la technologie et ceci aurait été un gros projet en soi.

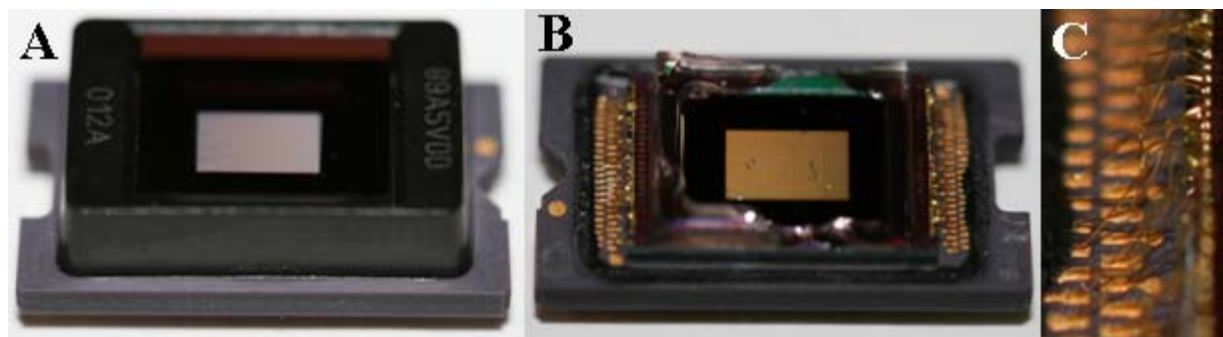


Figure 8-6 : *A : Cellule contenant les micromiroirs. B : Échec de l’ouverture de la cellule. C : Connecteurs non protégés.*

La tentative finale a été de créer une fissure avec l’impact d’une pointe dure en espérant qu’elle se propage tout autour du boîtier sans qu’aucun débris heurte les micromiroirs. Le résultat est présenté à la Figure 8-6B. Malheureusement, quelques débris ont frappé les micromiroirs et le dispositif ne fonctionne plus. La raison de la défectuosité du dispositif est inconnue. Notons que les minuscules connexions, montrées à la Figure 8-6C, étaient très fragiles et n’avaient aucune protection. La vérification au microscope semblait indiquer qu’elles étaient intactes bien que crochues.

8.2.3 Coloration des micromiroirs

La coloration d'un ensemble de micromiroirs a été réalisée à l'aide d'un dépôt d'un diélectrique, du dioxyde de titane (TiO_2), qui donnait une apparence bleutée, comme le montre la Figure 8-7.



Figure 8-7: *Dépôt d'une couche mince d'oxyde de titane sur les micromiroirs, donnant une apparence bleutée.*

Nous avons obtenu gratuitement cet ensemble défectueux de micromiroirs de *Texas Instrument*. La couche mince déposée a une épaisseur d'environ 50 nm. Cette épaisseur ne devrait pas encombrer l'espace entre les micromiroirs puisque le dépôt est lent. La Figure 8-8 montre une image prise par microscopie électronique à balayage (MEB) des micromiroirs (qui étaient déjà brisés) après le dépôt du TiO_2 . Nous n'avons donc pas pu vérifier si le dépôt affectait le fonctionnement des micromiroirs. Notons que la longueur d'un côté d'un micromiroir est de 10,8 μm .

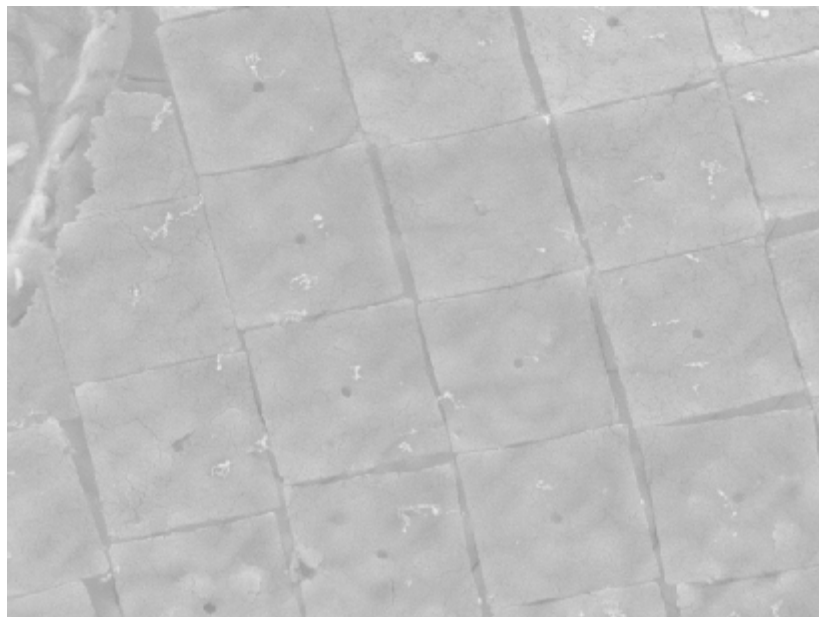


Figure 8-8 : Photographie par MEB après le dépôt d'une couche de 50 nm de TiO_2

8.3 Discussion

N'ayant pas réussi à avoir accès à des micromiroirs fonctionnels, l'étude de la théorie et de la faisabilité de notre dispositif n'a pas été approfondie. Néanmoins, quelques points de discussion peuvent être soulevés. Les principaux avantages de ce dispositif seraient qu'il n'aurait pas besoin de polariseurs comme la CCL et tout le dispositif pourrait être fabriqué sur la même pièce faite de silicium, incluant les micromiroirs, la cellule solaire et le circuit électronique. Étant une seule technologie sur silicium, le processus de fabrication serait considérablement simplifié.

D'un autre côté, la technologie des micromiroirs sur le marché n'est pas adéquate pour notre dispositif. En effet, la rotation des micromiroirs est de $\pm 12^\circ$ et ils ne donneraient donc pas un bon contraste pour une lumière ambiante provenant de tous les côtés. La rotation devrait être de 90° pour que le pixel soit illuminé ou noir vu de tous les côtés. Néanmoins, plusieurs recherches pour des applications aérospatiales présentent des résultats prometteurs, comme le montre la Figure 8-9.

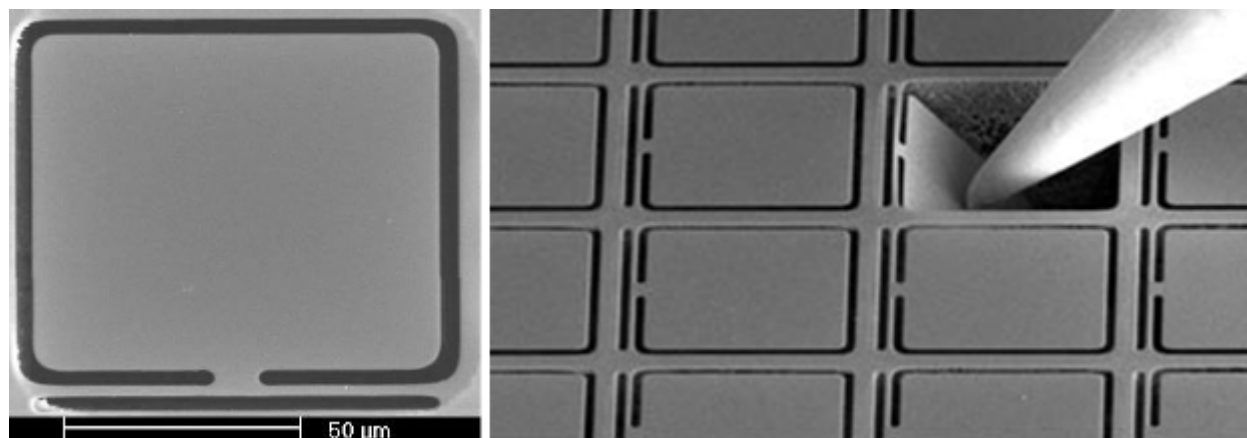


Figure 8-9 : *Micromiroirs dont la rotation peut atteindre 90°. Adaptée de (NASA, 2010).*

Deux moyens pour faire réfléchir l'image de l'iris sur les micromiroirs sont envisageables : imprimer l'image de l'iris directement sur l'ensemble des micromiroirs ou attribuer une des trois couleurs (rouge, vert ou bleu) à chacun des micromiroirs afin de créer n'importe quelle image désirée.

À notre connaissance, la technologie pour imprimer l'image de l'iris directement sur les micromiroirs n'est pas assez délicate pour notre application. En effet, l'épaisseur des gouttelettes d'encre et l'impact créé par celles-ci sont beaucoup trop robustes pour la fragilité des micromiroirs, comme le montre la Figure 8-10. Néanmoins, la résolution des imprimantes, qui surpasse les 2000 dpi, serait plus qu'acceptable pour l'image de l'œil.

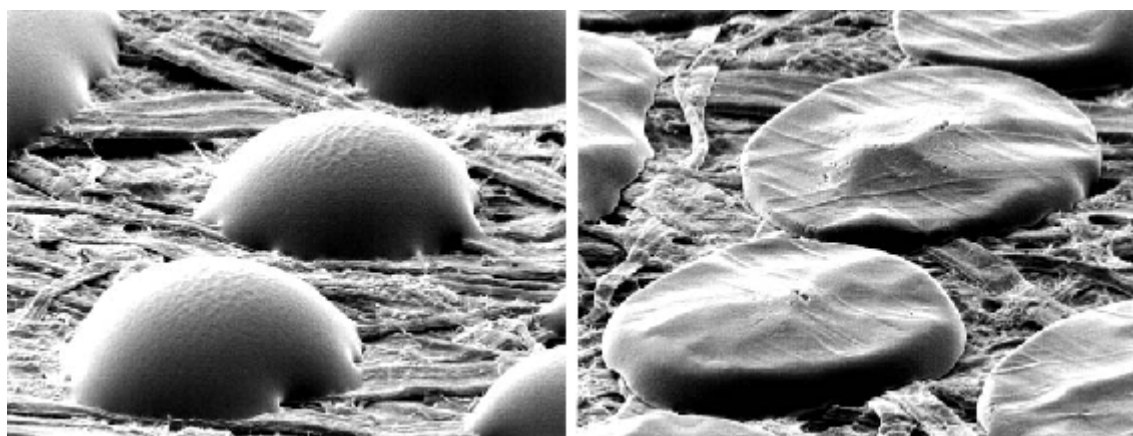


Figure 8-10 : *Photographie par MEB de gouttelettes d'encre de quelques dizaines de microns. Adaptée de (Hue, 1998).*

D'un autre côté, la méthode de dépôt de couches minces, à l'aide d'un masque, pour former trois lignes de couleurs différentes semblerait plus adéquate. Le masque formerait plusieurs lignes parallèles dont la largeur serait celle d'un micromiroir et la distance séparant chaque ligne serait tout juste au-dessus de la largeur de deux micromiroirs afin qu'un micromiroir sur trois ait la même couleur (rouge par exemple). Le masque serait déplacé d'un micromiroir pour faire les lignes vertes et pareillement pour le bleu. Un écran conventionnel avec pixels rouges, verts et bleus serait donc créé. Même si une partie de la résolution serait perdue, l'image désirée pourrait être produite. Notons que les couleurs rouge, vert et bleu pourraient être changées pour mieux représenter les couleurs d'iris et ainsi diminuer les pertes de luminosité créées par les pixels éteints.

Par ailleurs, cette dernière technologie pourrait être utilisée dans plusieurs autres applications. Par exemple, dans la course à la miniaturisation des projecteurs, "picoprojecteur", ces micromiroirs colorés pourraient être utilisés. En effet, au lieu d'utiliser une roulette avec différents filtres ou trois lumières qui s'allument simultanément, en plus d'un système de synchronisation entre les lumières et les micromiroirs, une simple lumière blanche serait nécessaire pour projeter l'image désirée. La résolution serait cependant quelque peu diminuée.

L'idée d'innovation présentée dans ce chapitre est évidemment à ces débuts. Bien que le développement de cette idée soit un gros projet en soi, nous croyons qu'elle possède un certain potentiel. Les idées et résultats préliminaires présentés pourront aider à débiter l'acheminement de ce projet.

CONCLUSION

Les résultats de ce projet de recherche ont permis de franchir une étape importante dans l'avancement technologique des prothèses oculaires. Le réalisme de ces prothèses étant limité depuis plusieurs années par l'immobilité de la pupille, les conclusions de cette recherche redonnent espoir à cette ambition de fabriquer une prothèse "vivante". En effet, nous avons démontré qu'une solution pratique d'une pupille dynamique autonome et autoalimentée est possible, compte tenu des contraintes de taille, du processus de fabrication de la prothèse, du poids, du coût et de production à grande échelle.

Après avoir étudié les technologies à notre disposition pour résoudre le problème de la pupille fixe, notre choix s'était arrêté sur celle des cristaux liquides (CL). Les premiers résultats de nos travaux accordés aux cellules à CL ont démontré un design de pixels concentriques en forme d'anneau simulant la variation du diamètre de la pupille. Un important objectif était alors de concevoir un circuit électronique pour contrôler ces pixels. Considérant les causes d'échecs des chercheurs précédents, nous nous devions de viser haut : développer un circuit passif, autonome et autoalimenté. La conception et la fabrication de ce circuit ont été réalisées et la démonstration de son fonctionnement avec une cellule à CL et une cellule solaire appropriée fut un succès.

Un autre objectif important de ce projet était de démontrer la survie du dispositif entier au rude processus de fabrication de la prothèse oculaire. Ayant démontré le fonctionnement de circuits beaucoup plus complexes que le nôtre après une cuisson d'une durée et d'une température plus élevées que celle du processus de fabrication de la prothèse, la survie de notre circuit n'était pas un problème. À notre connaissance, aucune cellule à CL n'avait encore survi aux étapes de fabrication de la prothèse. L'expérimentation de plusieurs paramètres nous a permis de démontrer la première cellule fonctionnant après avoir subi ce processus. Extrait de ces expériences, la largeur minimale de la cellule à CL du dispositif final serait d'environ 0,5 mm.

Étant donné que le nombre de prothèses oculaires fabriquées chaque année est considérablement élevé et que nous envisageons de percer l'immense marché des poupées et robots, une solution fabriquable en série serait avantageuse. Dans ce mémoire, le design d'un dispositif destiné à la production en série est proposé. L'oculariste n'aurait qu'à insérer l'image de l'iris propre au

patient dans ce dispositif et assembler la prothèse à l'aide des matériaux et du processus de fabrication standards. Le dispositif pourrait même être ajusté pour s'adapter à l'iris en santé du patient en modifiant les résistances à l'aide d'une technologie bien connue : le " laser trimming ".

D'un autre côté, pour réaliser un prototype fonctionnel et testable sur un patient, plusieurs étapes et contraintes doivent être surmontées. Entre autres, les CL doivent relativement être bien purifiés afin d'obtenir une conductivité maximale de $\sigma = 10^{-12} \text{ ohm}^{-1} \text{ cm}^{-1}$. De plus, afin de répondre à la demande des prothèses oculaires de plus en plus minces, des moyens pour minimiser l'épaisseur du dispositif doivent être envisagés. Par exemple, intégrer le circuit électronique sur les rebords de la CS et courber légèrement les lames de verre de la CCL sont des moyens proposés. Une autre contrainte importante est l'absorption des polariseurs qui rend l'image de l'iris plus sombre. L'utilisation de polariseurs avec une transmission adéquate et une image d'iris plus pâle peut résoudre ce problème. Cependant, pour des images d'iris très pâles, il sera très difficile de reproduire l'image. Enfin, d'autres points critiques concernant la fabrication du dispositif final, tels le nombre de CS interconnectées et la visibilité des connections entre la CCL et le circuit électrique, sont discutés dans ce mémoire.

Deux solutions alternatives sont aussi proposées dans ce mémoire. La première est une nouvelle configuration de la CCL où la distance entre les électrodes diminuerait en s'éloignant du milieu de la pupille. Cette configuration, bien que complexe à réaliser, éviterait l'utilisation du circuit électronique. La deuxième solution est d'utiliser la technologie des micromiroirs au lieu de celle des CL. Ce système, contrairement aux CCL, aurait l'avantage d'éviter l'utilisation de polariseurs qui assombrissent l'image de l'iris. Bien que quelques résultats préliminaires soient présentés, la recherche sur cette dernière solution n'a pas été approfondie.

Finalement, à l'aide de la liste des futures réalisations exposées dans ce mémoire, nous croyons qu'un dispositif fonctionnel sera prêt d'ici trois ans. Le prototype complet de la prothèse oculaire sera alors réalisé par le plus grand fournisseur d'implants oculaires canadiens, Jean-François Durette, qui est l'oculariste collaborateur de ce projet. À l'aide d'un essai clinique réalisé par l'un des plus grands chirurgiens oculaires au Canada, le Dr Patrick Boulos, de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont, nous espérons démontrer que cette nouvelle prothèse oculaire va améliorer la qualité de vie des patients.

RÉFÉRENCES

- Archard, J. F. (1953). Contact and rubbing of flat surfaces. *J. Appl. Phys.*, 24, 981-988.
- Artopoulou, L. L., Montgomery, P. C., Wesley, P. J., & Lemon, J. C. (2006). Digital imaging in the fabrication of ocular prostheses. *J. Prosthet Dent.*, 95, 327-330.
- ASM. (1992). *ASM Handbook* (Vol. 18). Ohio: ASM International.
- ASTM. (2010). Standard Test Method for Wear Testing with a Pin-On-Disk Apparatus. ASTM International G99-05.
- Bartlett, S. O., & Moore, D. J. (1973). Ocular prosthesis: A physiologic system. *The journal of prosthetic dentistry*, 29, 450-459.
- Baum, A., Scully, P. J., Basanta, M., Thomas, C. L. P., Fielden, P. R., & Goddard, N. J. (2007). Photochemistry of refractive index structures in poly(methyl methacrylate) by femtosecond laser irradiation. *Optics Letters*, 32, 190-192.
- Bilenberg, B., Nielsen, T., Clausen, B., & Kristensen, A. (2004). PMMA to SU-8 bonding for polymer based lab-on-a-chip systems with integrated optics. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 14, 814-818.
- Blinov, L. M., & Chigrinov, V. G. (1994). *Electrooptic effects in liquid crystal materials*. New York: Springer-Verlag.
- Boissonneau, M. (1849). *Yeux, artificial mobiles*. Paris: Ritterich.
- Budman, M., & Stack, J. R. (2003). US Patent No. US 6,576,013 B1. Washington, D.C.: U. S. P. a. T. Office.
- Chandler, H. (1999). *Hardness Testing* (2 ed.). Materials Park, OH: AMS International.
- Chandrasekhar, S. (1992). *Liquid Crystals*, (2 ed.). Cambridge: Cambridge University Press.
- Collings, D. P. J., & Hird, M. (1997). *Introduction to Liquid Crystals : Chemistry and Physics*. Excelsior: CRC Press.
- Custer, P. L., Kennedy, R. H., Woog, J. J., Kaltreider, S. A., & Meyer, D. R. (2003). *Orbital Implants in Enucleation Surgery: A Report by the American Academy of Ophthalmology*.
- Danz, W. R. (1981). 4,272,910. Washington, D.C.: U. S. P. a. T. Office.

- Doshi, P. J., & Aruna, B. (2005). Prosthetic management of patient with ocular defect. *J. Indian prosthodont soc.*, 5, 37-38.
- Dyer, N. A. (1980). The artificial eye. *Aust. J. Ophthalmol.*, 8, 325-327.
- Eiberg, H., & Mohr, J. (1996). Assignment of genes coding for brown eye colour (BEY2) and brown hair colour (HCL3) on chromosome 15q. *Eur. J. Hum. Genet.*, 4, 237-241.
- Friel, T. P. (1991). US Patent No. 5,061,279. Washington, D.C.: U. S. P. a. T. Office.
- Gooch, C. H., & Tarry, H. A. (1974). Optical characteristics of twisted nematic liquid-crystal films. *Electronics letters*, 10, 2-4.
- Gordon, B. (1940). The ancient origins of artificial eyes *Annals of medical history* (3 ed.). New York.
- Gray, P. H. K. (1976). Radiography of ancient Egyptian mummies. *Med. Radiogr. Photogr.*, 43, 34-44.
- Green, M. A., Wenham, S. R., & J., Z. (1993). *Progress in high efficiency silicon cell and module research*. Paper presented at the Conference Record of the IEEE Photovoltaic Specialists Conference.
- Groot, S. G. D., & Gebhard, J. W. (1952). Pupil size as determined by adapting luminance. *J. Opt. Soc.*, 42, 492-495.
- Helms, H. A., Zeiger, H. E. J., & Callahan, A. (1987). Complications following enucleation and implantation of multiple glass spheres in the orbit. *Ophthalmic Plastic Reconstr. Surg.*, 3, 87-89.
- High-Resistors. (2000). Consulté le 2 août 2010, tiré de <http://www.cermetresistorsindia.com/high-voltage-resistors.html>
- HighbeamBusiness. (2010). Dolls and Stuffed Toys. Consulté le 2 août 2010, tiré de <http://business.highbeam.com/industry-reports/food/dolls-stuffed-toys>
- Hornblass, A., & Herschorn, B. J. (1985). Double sphere orbital implantation in enucleation and evisceration. *Ophthalmic Plastic Reconstr. Surg.*, 1, 65-68.
- Hue, P. L. (1998). Progress and Trends in Ink-jet Printing Technology. *Journal of Imaging Science and Technology* 42(1).
- Hughes, M. O. (2010). *Artificial eye clinic*, Consulté le 2 août 2010, tiré de <http://artificialeyeclinic.com>

- Johnson, W. J. (1996). The perfect socket: the ocularist's view. In S. Bosniak (Ed.), *Principles and practice of ophthalmic plastic and reconstructive surgery* (pp. 1127–1133). Saunders, Philadelphia.
- Karesh, J. W., & Dresner, S. C. (1994). Highdensity porous polyethylene (Medpor) as a successful anophthalmic socket implant. *Ophthalmology*, 101, 1688-1696.
- LaFuenta, H. (1982). US Patent No. 4,332,039. Washington, D.C.: U. S. P. a. T. Office.
- Lapointe, J., Durette, J. F., Harhira, A., Shaat, A., Boulos, P. R., & Kashyap, R. (2010). A 'living' prosthetic iris. *Nature Eye*, Numéro de manuscrit: EYE-10-469R (Sous impression).
- Lapointe, J., Kashyap, R., & Boulos, P. R. (2010). US Patent No. P1217USPR.
- Lee, J. B., Chen, Z., & Allen, M. G. A. (1995). Miniaturized High-Voltage Solar Cell Array as an Electrostatic MEMS Power Supply. *J. Microelectromechanical Syst.*, 4(102–108).
- Leuschner, F. W. (1992). *Light-controlled pupil size for ocular prosthesis*. Paper presented at the Proceedings of ophthalmic technologies II.
- Lueder, E. (2001). *Liquid Crystal Display: Addressing Schemes and Electro-Optical Effects*. Chichester: John Wiley.
- Luque, A., & Hegedus, S. (2003). *Handbook of Photovoltaic Science and Engineering*. Chichester: Wiley.
- Martin, O., & Clodious, L. (1979). The history of artificial eyes. *Ann. Plastic Surg.*, 3(168-170).
- Mendonca, C. R., Cerami, L. R., Shih, T., Tilghman, R. W., Baldacchini, T., & Mazur, E. (2008). Femtosecond laser waveguide micromachining of PMMA films with azoaromatic chromophores. *Optics Express*, 16, 200-206.
- Moshfeghi, D. M., Moshfeghi, A. A., & Finger, P. T. (2000). Enucleation. *Surv. Ophthalmol.*, 44, 277-301.
- Mules, P. H. (1885). Evisceration of globe with artificial vitreous. *Trans. Ophthalmol. Soc. UK*, 5, 200-206.
- NASA. (2010). ESA To Set Tiny Hair-Like Webb Telescope Microshutters. Consulté le 2 août 2010, tiré de <http://www.nasa.gov/topics/technology/features/microshutters.html>
- Oakes, M. (1978). An introduction to thick film resistor trimming by laser. *Optical Engineering*, 17, 217-224.
- Pare, A. (1561). *Cimbrosie*. Paris: Oruvers.

- Pears, A. (1998). *Strategic study of household energy and greenhouse issues: A report for Environment Australia*. Brighton: Sustainable Solutions Pty Ltd.
- Pérez, J. P. (2004). *Optique: Fondements et applications* (7 ed.). Paris: Dunod.
- Perry, A. C. (1990). Integrated orbital implants. *Adv. Ophthalmic Plast. Reconstr. Surg.*, 8, 75-81.
- Perry, A. C. (1991). Advances in enucleation. *Ophthalmol. Clin. North. Am.*, 4, 173-182.
- Peter, A. D., & Rubin, M. D. (1993). Enucleation, evisceration, and exenteration. *Current opinion in ophthalmology*, 4, 39-48.
- Raizada, K., & Rani, D. (2007). Ocular prosthesis. *Contact Lens & Anterior Eye*, 30, 152-162.
- Rubin, P. A., Popham, J. K., Bilyk, J. R., & Shore, J. W. (1994). Comparison of fibrovascular ingrowth into hydroxyapatite and porous polyethylene orbital implants. *Ophthalmic Plast. Reconstr. Surg.*, 10, 96-103.
- Schleipman, F., Schleipman, R., Sleet, D. P. V., & Duncunson, P. A. (2000). US Patent No. 6,139,577. Washington, D.C.: U. S. P. a. T. Office Washington.
- Seekolaq, D. L., & Leuschner, F. W. (1995). Use of liquid crystal display technology in ocular prosthesis. *Liquid crystal materials, devices and displays*, 2408, 100-106.
- Song, J. S., Oh, J., & Baek, S. H. (2006). A survey of satisfaction in anophthalmic patients wearing ocular prosthesis. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, 244, 330-335.
- Sowa, S., Watanabe, W., Tamaki, T., Nishii, J., & Itoh, K. (2006). Symmetric waveguides in poly(methyl methacrylate) fabricated by femtosecond laser pulses. *Optics Express*, 14, 291-297.
- TexasInstrment. (2010). DLP technology. Consulté le 2 août 2010, tiré de http://www.dlp.com/?DCMP=TI_Error&HQS=Other+OT+error_p_dlp
- Tyers, A. G., & Collin, J. R. (1985). Baseball orbital implants: a review of 39 patients. *Br. J. Ophthalmol.*, 69, 438-442.
- Wehbe, M. (2009). *Dynamic pupil reacting to incident light dedicated to ocular implants*. M.Sc.A. École Polytechnique de Montréal, Qc., Canada.
- Yang, L. J. (2005). A test methodology for the determination of wear coefficient. *Wear*, 259, 1453-1461.
- Young, S. R. (2007). US Patent No. US 7,311 397 B1. Washington, D.C.: U. S. P. a. T. Office.